

Etude du contrôle postural chez l'homme : analyse des facteurs neurophysiologiques, biomécaniques et cognitifs, impliqués dans les 500 premières millisecondes d'une chute

Maëva Le Goïc

► **To cite this version:**

Maëva Le Goïc. Etude du contrôle postural chez l'homme : analyse des facteurs neurophysiologiques, biomécaniques et cognitifs, impliqués dans les 500 premières millisecondes d'une chute. Médecine humaine et pathologie. Université René Descartes - Paris V, 2013. Français. <NNT : 2013PA05T095>. <tel-01002633>

HAL Id: tel-01002633

<https://tel.archives-ouvertes.fr/tel-01002633>

Submitted on 6 Jun 2014

HAL is a multi-disciplinary open access archive for the deposit and dissemination of scientific research documents, whether they are published or not. The documents may come from teaching and research institutions in France or abroad, or from public or private research centers.

L'archive ouverte pluridisciplinaire **HAL**, est destinée au dépôt et à la diffusion de documents scientifiques de niveau recherche, publiés ou non, émanant des établissements d'enseignement et de recherche français ou étrangers, des laboratoires publics ou privés.



THÈSE

PRÉSENTÉE A

L'UNIVERSITÉ PARIS DESCARTES

ÉCOLE DOCTORALE : CERVEAU, COGNITION, COMPORTEMENT (ED3C, n°158)

Par Maëva LE GOÏC

POUR OBTENIR LE GRADE DE

DOCTEUR

SPÉCIALITÉ : *Neurosciences*

ETUDE DU CONTROLE POSTURAL CHEZ L'HOMME :
Analyse des facteurs neurophysiologiques, biomécaniques et cognitifs,
impliqués dans les 500 premières millisecondes d'une chute

Directeur de recherche : Pierre-Paul VIDAL
Co-directeur de recherche : Sébastien LAPORTE

Soutenance le : 22 Novembre 2013

Devant la commission d'examen composée de :

Rapporteur	Laurence Chèze	PU	Laborat. de Biomécanique et Mécanique des chocs, IFSSTAR
Rapporteur	Jacques Duysens	DR	Faculty of Kinesiology and Rehabilitation Sciences, KU Leuven
Examineur	Richard Fitzpatrick	Dr.	Neuroscience Research Australia, Univ. New South Wales
Examineur	Philippe Thoumie	PUPH	Université Paris Sud, Hôpital Rothschild
Directeur	Pierre-Paul Vidal	DR	Centre d'Etude de la Sensori-Motricité, Paris Descartes
Co-Directeur	Sébastien Laporte	PU	Laboratoire de Biomécanique, ENSAM

Dans toutes les occupations, la joie ne surgit qu'après des travaux accomplis avec effort. Mais en philosophie, le plaisir vient en même temps que la connaissance. Ce n'est pas une fois la recherche achevée que nous éprouvons la joie, mais pendant la recherche elle-même.

Epicure. Doctrines et maximes (-341 -270)

Dans la vie, rien n'est à craindre, tout est à comprendre.

Marie Curie (1867-1934)

REMERCIEMENTS	11
RESUME	13
SUMMARY	15
LISTE D'ABRÉVIATIONS	17
LISTE DES ANNEXES	19
AVANT-PROPOS	21
INTRODUCTION GENERALE	
La chute chez les seniors est un problème de santé publique	23
La chute implique une chaîne complexe de traitement de l'information	24
Objectifs généraux	24
CHAPITRE I - CONTEXTE SCIENTIFIQUE	
1. DE LA VERTICALISATION PROGRESSIVE A LA POSTURE DEBOUT	28
1.1. Eclairage phylogénétique	28
1.1.1. Se tenir debout est-il le propre de l'Homme ?	28
1.1.2. Corrélats anatomiques et sensoriels liés à l'acquisition de la bipédie	29
1.1.3. Avantages et Inconvénients de la bipédie	30
1.2. Verticalité et Bipédie : l'éclairage de l'Ontogénèse	30
2. DE LA POSTURE DEBOUT ACQUISE A L'EQUILIBRE	32
2.1. L'homme n'est jamais en parfait équilibre	32
2.2. Ressources sollicitées pour le contrôle postural	33
2.2.1. Référentiels Spatiaux	34
2.2.2. « Capteurs Détecteurs d'Erreur » : les afférences sensorielles	36
2.2.3. Schéma corporel et Modèle interne	48
2.2.4. Intégration et contrôle centraux	49
2.2.5. Réponse motrice et Effecteurs	57
2.3. Application au contrôle de la posture debout perturbée : cas du Rattrapage	58
2.3.1. Bases Neurophysiologiques des Réponses Posturales	58
2.3.2. Stratégies de contrôle de l'équilibre	61
2.3.3. Synergies musculaires	67
2.3.4. Evolution du contrôle de l'équilibre chez l'enfant	69
3. DE L'EQUILIBRE A LA CHUTE ...	70
3.1. Comment définir une chute accidentelle ?	70
3.2. Qui est à risque de chute?	71
3.2.1. Effet du Genre : un mécanisme inexplicé	71
3.2.2. Effet de l'Age : une courbe en U inversé	72
3.2.3. Pathologies neurologiques et Troubles de l'équilibre	72

3.2.4.	Le sujet chuteur	73
3.3.	Conséquences des Chutes chez la Personne Agée	73
3.3.1.	Conséquences traumatiques et fonctionnelles aigües	73
3.3.2.	Conséquences psychomotrices : le syndrome post-chute	74
3.4.	Prévention de la (re-) Chute	74
3.4.1.	Identification des facteurs de risque (Facteurs Prédiposants vs. Précipitants)	74
3.4.2.	Evaluation de la posture et de l'équilibre	75
3.4.3.	Interventions pour prévenir la (re-)chute	77
4.	SYNTHESE & OBJECTIFS GENERAUX	78

CHAPITRE II - ETUDE EXPERIMENTALE DES 500 PREMIERES MILLISECONDES DE LA CHUTE

1.	ETUDE DE LA CHUTE 'IN-SITU': approches existantes et mécanismes impliqués	82
1.1	Méthodes de Perturbation	82
1.1.1	De nombreux dispositifs expérimentaux	82
1.1.2	L'intérêt des perturbations médio-latérales	86
1.2	Chute vs. Rattrapage : mécanismes de différenciation	87
1.2.	Effet de l'apprentissage (habituation, entraînement)	92
1.3.	La réaction de <i>Startle</i> , implication potentielle dans l'occurrence d'une chute	94
1.4.	Synthèse et Objectifs	96
2.	PROTOCOLE EXPERIMENTAL	98
2.1.	Population d'étude	98
2.2.	Situation expérimentale	98
2.2.1.	Dispositif et paradigme expérimental	98
2.2.2.	Méthode	100
2.3.	Paramètres mesurés et calculés	102
2.3.1.	Synthèse des moyens de mesure existants	102
2.3.2.	Acquisition des données	104
2.3.3.	Analyse des données	111
3.	RESULTATS	118
3.1.	Chronologie de la « chute »	118
3.1.1.	Description de la phase passive	118
3.1.2.	Description de la phase active (T3)	120
3.2.	Description générale des réponses posturales observées	121
3.3.	Différences Chute vs. Rattrapage	124
3.3.1.	Effet des caractéristiques « sujet » sur la chute	124
3.3.2.	Effet des caractéristiques « essai » sur la chute	126
3.3.3.	Mécanismes liés à la chute : analyse de l'action correctrice engagée	128
4.	DISCUSSION	144
4.1.	Biomécanique de la réponse	144
4.2.	Description qualitative des réponses posturales	147
4.3.	Hypothèses sur les causes de la chute	149
4.3.1.	Sensibilité et Variabilité inter-individuelle à la chute	149
4.3.2.	Occurrence de la chute et caractéristiques de la perturbation	151
4.3.3.	Caractérisation de l'échec des mécanismes de rééquilibration	153
	Mécanismes liés au pas favorisant une chute	154

Mécanismes liés aux activités musculaires favorisant une chute	158
Mécanismes associés à la contribution des bras	160
4.4. Afférences sensorielles, <i>de la détection du déséquilibre au déclenchement d'une réponse</i>	162
5. Conclusion	168
5.1. Synthèse des résultats	168
5.2. Limites & Perspectives	170

CHAPITRE III – MODELISATION DE LA CHUTE

Introduction	173
1. Des propriétés mécaniques utiles à la régulation de l'équilibre	174
1.1. Propriétés mécaniques des effecteurs	174
1.1.2. Biomécanique musculaire	175
1.1.3. Autres moyens semi-passifs	178
1.2. Régulation de l'équilibre : théories mécanique vs. « neurologique »	178
<i>Arguments en faveur d'un contrôle « mécanique »</i>	179
<i>Arguments en faveur d'un contrôle « neurologique »</i>	180
<i>Théorie « combinée » ou mixte</i>	181
2. MODELES HUMAINS APPLICABLES AU CONTEXTE DE LA CHUTE	182
2.1. Synthèse des modèles humains construits pour l'étude de la posture	182
2.2. Aller plus loin sur un modèle poly-articulé	184
2.2.1. Modèles : principes généraux	184
3. SYNTHÈSE & CHOIX DU MODÈLE	188
4. EXPERIMENTATION : identification des paramètres	189
4.1. Démarche	189
4.2. Population	189
4.3. Reconstruction 3D et Détermination des PIS	189
Dispositif expérimental : système d'imagerie EOS	190
4.4. Construction du modèle	190
Procédure de reconstruction	190
Paramétrage du modèle / évaluation des inerties	192
4.1. Paramètres mesurés et calculés	195
5. COMPARAISON {Modélisation – Expérimentation}	195
6. CONCLUSION, LIMITES et PERSPECTIVES	201

Chapitre IV - DYNAMIQUE ATTENTIONNELLE AU-COURS DE LA CHUTE

1. RESSOURCES ATTENTIONNELLES ET CONTROLE POSTURAL	204
1.1. « Focus attentionnel »	204
1.1.1. Les différents types d'attention	204
1.1.2. Les modèles des processus attentionnels	205
1.2. Implication des ressources cognitives dans le contrôle postural	207
1.2.1. Non, le cortex cérébral n'est pas impliqué dans le contrôle postural	207

1.2.2.	Oui, le cortex cérébral est impliqué dans le contrôle postural	208
1.3.	Paradigme de la Double-Tâche	211
1.3.1.	Description du paradigme	211
1.3.2.	Automaticité	212
1.3.3.	Une variété de tâches cognitives et posturales	212
1.3.4.	Effets d'interférence décrits	214
1.4.	Synthèse, Objectifs et Choix Méthodologiques	216
1.4.1.	Synthèse et objectifs	216
1.4.2.	Tâche de " <i>Rapid Serial Visual Presentation</i> " (RSVP)	217
2.	PROTOCOLE EXPERIMENTAL	218
2.1.	Sujets	218
2.2.	Paradigme de la double tâche	218
2.2.1.	Tâche cognitive, stimuli <i>et</i> setup	218
2.2.2.	Tâche posturale	219
2.2.3.	Synchronisation des deux tâches	219
2.3.	Procédure expérimentale	220
2.3.1.	Déroulement de l'expérience et Nombre d'essais	220
2.3.2.	Consignes	220
2.4.	Acquisition et Traitement des données	221
3.	RESULTATS	221
3.1.	Effet de la condition de double-tâche sur la performance cognitive	222
3.2.	Effet de la condition de double-tâche sur la réponse posturale	224
3.2.1.	Caractéristiques du premier pas	224
3.2.2.	Activités Musculaires	226
4.	DISCUSSION	228
4.1.	Effet sur la posture	228
4.2.	Effet sur la performance cognitive	230
5.	CONCLUSION, LIMITES ET PERSPECTIVES	232
	CONCLUSION GENERALE	235
	BIBLIOGRAPHIE	241
	ANNEXES	274

Remerciements

Le travail de recherche étant avant tout un travail d'équipe je remercie toutes les personnes qui m'ont formé, aidé et soutenu tout au long de cette thèse

Tout d'abord, je tiens à remercier particulièrement Monsieur Vidal, directeur du CESEM, qui a dirigé cette thèse et Monsieur Laporte mon co-directeur, sans qui cette thèse n'aurait vraisemblablement pas vu le jour. Je les remercie pour m'avoir fait profiter de leur expérience, de leur savoir, de leurs intuitions et de leur imagination; pour nos échanges et la « confrontation des certitudes et des incertitudes », pour leurs conseils de tout ordre et leurs encouragements.

Je remercie le Pr. Laurence Chèze et le Pr J. Duysens pour m'avoir fait l'honneur d'être rapporteurs de cette thèse. De même, je remercie le Pr. P. Thoumie et le Pr. R. Fitzpatrick pour avoir accepté de prendre part au jury de soutenance.

Je retiendrai de ce parcours de jeune chercheur l'aventure périlleuse et l'aspect collectif d'une course en solitaire ... une expérience dont on ressort grandi et enrichi.

C'était un parcours jalonné d'étapes ...

à PARIS,

je tiens à témoigner ma reconnaissance à l'ENS Cachan, l'Université Paris Descartes, l'ED3C et l'IFD pour leur support financier, pédagogique et leur accompagnement tout au long du projet.

- au CESEM, je remercie son Directeur, P.P Vidal, pour son accueil, le matériel mis à disposition, etc. Je remercie également Elodie Chiarovano pour notre travail en binôme, Patrice Jegouzo pour avoir plusieurs fois "fait disparaître" les problèmes de la "Machine à Tomber", Henri Gioanni pour son savoir partagé et sa pédagogie; Damping Wang, ingénieur de la plateforme sensorimotricité ; sans oublier bien sûr, la bienveillance de Manouelle Nordey et Pascal Renouf.

- au LPP, je tiens à remercier Florian Waszack pour sa contribution aux derniers travaux de recherche

- au LBM (Arts et Métiers), je remercie d'abord la directrice Wafa Skalli pour son accueil au sein du laboratoire ; Ensuite, je tiens à remercier Jennyfer Lecompte pour l'intérêt qu'elle a porté à mon travail et son implication à différents niveaux. Je remercie également Baptiste Sandoz, Joseph Bascou, Samy Bendaya, Aurélien Laville et Xavier Drevelle pour leur apport ponctuel, ainsi que les étudiants ingénieurs en Master : Nadia Baud, Nicolas Pelouin, Loïc Taïeb. Enfin, je n'oublie pas Bilel Mokhtari et Mohamed Marhoum toujours disponibles.

- à Quinten, du côté de Levallois, je remercie Alexandre Templier et Mariem Alaoui pour avoir accepté notre partenariat et m'avoir accueilli au sein de leur entreprise; je remercie ensuite particulièrement Lucas Davy et Alexandre Civet pour leur aide, ainsi que toute l'équipe pour leur joie et leur dynamisme.

- aux collégiens de Guillaume Dubé dans le 19ème pour nos échanges et l'effort de vulgarisation requis par le projet "Thèse au collègue"

à RENNES,

je remercie Jacques Prioux, directeur de la filière 2SEP de l'ENS CACHAN, pour nous avoir sensibilisé à la recherche dès la première année de scolarité, il a suscité ma curiosité puis le goût de la recherche ;

Je remercie aussi Anne-Hélène Olivier, qui m'avait soutenu en M1 et que j'ai eu le bonheur de croiser quelques années plus tard en Norvège à Posture/Gait ; sans oublier, au laboratoire M2S, Armel Cretual, et mes deux collègues de promo Sébastien Brault et Frédéric Derbre venus à ma rescousse à quelques reprises.

à AUXERRE, mon cadre de référence fraternel, arrivé avant moi au bout de cette course

à LILLE, Thierry Lellard pour nos échanges scientifiques

partout en France et ailleurs, j'ai une pensée vers les autres thésards et post-docs devenus amis, croisés dans le voyage et qui m'ont à leur manière donné un coup de pouce: Laure à Toulon, Marc à l'INSEP pour ses conseils en début de parcours, Lyndell, Florence, Melissa en Australie, Ying et Bo en Chine, mes chouettes collègues de bureau Hussam et Guillaume, Céline à Garches, Jacob aux USA, Camille, Louise, ...

en Bretagne, petite et grande, mes chers parents et ... *'mi vida'*

Résumé

La chute chez les seniors constitue un problème de santé publique. Citée comme la seconde cause de décès accidentel dans le monde, elle concerne un tiers des Français de plus de 65 ans. Les séquelles physiques et fonctionnelles qui en résultent, les conséquences psychosociales nuisibles pour la qualité de la vie, la perte d'autonomie et son coût de prise en charge justifient l'attention qui lui est actuellement portée. Du point de vue du chercheur, les interprétations sous-jacentes à la surexposition des personnes âgées au risque de chute restent controversées, notamment parce que la compréhension de la coordination dynamique corporelle et de l'implication corticale lors du contrôle de l'équilibre est encore limitée. L'étude de la chute et des mécanismes qui y conduisent présente donc un double intérêt, fondamental et sociétal. Une chute survient si deux conditions sont réunies. La première est la perte initiale de l'équilibre, un 'pré-requis' qui peut toucher la population entière dans son quotidien. La seconde est un échec des mécanismes de rééquilibration, c'est à dire de la stratégie de réponse mise en oeuvre pour compenser la déstabilisation : *comment s'opère la sélection d'une stratégie de rattrapage, à partir de quelle appréciation du contexte et des informations sensorielles disponibles est-elle choisie ? qu'est ce qui assure son opérationnalité et garantit le rattrapage ou signe au contraire son échec ?...* Pour répondre à ces questions, nous nous sommes donc intéressés à ce moment critique où il est encore possible de modifier l'issue finale par des ajustements posturaux et des actions motrices rapides et adéquats chez une population de jeunes adultes.

La première étude est une analyse globale de la phase précoce d'une chute -abrégée par un harnais- (soit quelques centaines de millisecondes après la perturbation), afin d'évaluer la capacité du sujet à réagir à une perturbation imprévue et de développer des stratégies garantissant une protection efficace. Cette première étape se propose d'identifier les indicateurs discriminants et prédictifs d'une chute et d'un rattrapage au niveau neurophysiologique et biomécanique. Cette étude a également permis de mettre en évidence la présence d'un délai temporel incompressible appelé « phase passive », source de contraintes spatio-temporelles à l'expression complète d'une réponse posturale adaptée.

Dans la seconde étude, de modélisation, nous avons élaboré un modèle mécanique personnalisé, construit à partir de radiographies tridimensionnelles non invasives du corps entier. Cette modélisation nous a permis d'analyser la contribution relative de propriétés biomécaniques passives et des synergies musculaires actives en jeu pendant les perturbations récupérables de l'équilibre ou non en comparant les résultats expérimentaux ('réels') obtenus à l'aide d'un dispositif asservi pour provoquer des chutes de plain-pied et la réponse théorique prédite ('simulée') à l'aide du modèle. Les résultats obtenus permettent de confirmer que le comportement du corps est en phase précoce- dicté par ses propriétés mécaniques, et peut être assimilé à un modèle simplifié.

Après avoir mis en évidence l'existence d'une phase inertielle d'une durée équivalente à la moitié du temps disponible avant l'impact, notre questionnement s'est orienté vers le traitement de l'information en-cours lors de cette phase afin d'évaluer la contribution corticale alors que la réponse posturale évolue. La troisième étude consiste principalement à appréhender la charge cognitive impliquée dans le contrôle sensori-moteur, en particulier lors d'une chute, à l'aide du paradigme de double-tâche

En conclusion, à travers une approche pluridisciplinaire, les résultats obtenus dans cette thèse permettent d'émettre des recommandations intéressantes pour une prévention et une rééducation adaptée dans le but de contribuer à l'amélioration de la qualité de vie des personnes âgées.

Summary

A better understanding of what happens during an unintentional fall is relevant in preventing their occurrence. A fall is due to a failure of compensatory reactions to recover from postural perturbations during the descent phase which starts at the subject loss of balance point and lasts no more than 700-1000 milliseconds [Hsiao, 1998]. The aim of the first study was to compare the biomechanical and muscular behavior during the pre-impact phase during non-recoverable falls and successful recovery trials. The experimental study aimed to evaluate the subject's ability to distinguish in the first 500 milliseconds following the onset of perturbation a low-threatening perturbation from a high challenging one and can then predict the scenario that will more likely lead to a fall using specific motor strategies. In such a challenging task, we hypothesized that the constraints imposed by the biomechanical properties ultimately determine the ability to trigger efficient muscle activities.

Full body 3D kinematics and associated muscle activities were collected in 30 young healthy subjects during fast and slow unpredictable multidirectional support-surface translations. 40 cm support-surface translations were used to evoke the balancing reactions (0,35 vs 0,9 m/s during resp. 1000 vs 500 millisecond). The perturbation velocities were selected so that successful recovery should occur in milder trials whereas fast trials were sufficiently challenging to trigger non-recoverable falls. Analyses focused on the spatial and temporal characteristics of the Centre of Mass, angle variations, recovery step characteristics, and EMG activities (onset latencies and amplitudes) across each trial and muscle. Moreover, a 17-segment numerical and personalized model was created, based on stereoradiographic head to feet X-ray images followed by 3D-reconstruction methods to assess subject-specific geometry and inertial parameters. The outputs resulting from simulated falls allowed us to discard the contributions of the passive (inertia-induced) versus the active mechanisms (feedback-controlled and time-delayed neuromuscular components) of the response.

The first outcome of that study was that the fall could be divided in distinct phases. For about 200 milliseconds following the onset of platform translation, the head remained stable in space. Similarly, the comparison with the simulated data supported that the CoM displacement matched the subject-dependant mechanical model. During a second phase of the fall, despite the fact that automated muscle postural synergies started at 80 milliseconds after perturbation onset, the trajectory of the body appeared to be exclusively dictated by its biomechanical properties. Later, muscle activities influenced the body trajectories, which consequently differed on a trial-to-trial basis. The simulation was in good agreement with the experimental results. The specificity of the postural response resulting in a strategy chosen to avoid a fall thus appeared in a late-phase, which can be explained because during a fall, the subjects had to prepare to the impact on the basis of sensory information that were not redundant but available in a sequential order: proprioceptive information appearing first while vestibular and visual information continued to signal a stabilized head in space. The sole proprioceptive information would be insufficient to trigger rapid and appropriate postural response. Moreover, in accordance with our results suggesting the importance of the late-phase and on-line controlled responses, a long inertial passive phase in the fast trials does not allow a large spatiotemporal window for compensatory reactions to occur. These could not only depend on the previously described automated postural synergies because the time constraints imposed by biomechanics permit in principle volitional motricity to play an important role very early in the fall. Finally, apart from elucidating the complex interplay between the biomechanical and neuromuscular aspects during a postural control system challenging task in healthy subject, a better understanding of the pre-impact phase of fall could help in designing more effective strategies at reducing injury rates in the older population.

An on-going study tries to investigate the cognitive mechanisms at play during the distinctive phases identified during a non-recovery fall.

Liste d'abréviations

<i>APA</i>	Ajustements Posturaux Anticipateurs	<i>L (f/s)</i>	Leftward (fast/slow)
<i>AVC</i>	Accident Vasculaire Cérébral	<i>LL</i>	Longue Latence
<i>B (f/s)</i>	Backward (fast/slow)	<i>LO</i>	Labyrinthe Osseux
<i>BS</i>	Base de Support	<i>ML</i>	Moyenne Latence
<i>BW</i>	Backward Walk	<i>MN</i>	Motoneurone
<i>C</i>	Chute	<i>NC</i>	Non Chute
<i>CESEM</i>	Centre d'Etude de la SEnsiMotricité	<i>Ooc</i>	Muscle Orbicularis Oculi
<i>CG</i>	Centre de Gravité	<i>OR</i>	Réaction d'Orientation
<i>CL</i>	Courte Latence	<i>ORL</i>	Oto Rhino Laryngologie
<i>CM</i>	Centre de Masse	<i>OTG</i>	Organe Tendineux de Golgi
<i>CO</i>	Cross-Over (in front/back)	<i>PA</i>	Personne Agée
<i>CP</i>	Centre de Pression	<i>PO</i>	Début de la perturbation (onset)
<i>CPA</i>	Ajustements Posturaux Compensateurs	<i>PPI</i>	Pre Pulse Inhibition
<i>CPG</i>	Central Pattern Generator	<i>PS</i>	Muscle ParaSpinalis
<i>CS</i>	(réaction à) Changement de Support	<i>RA</i>	Rectus Abdominis
<i>CSC</i>	Canaux Semi Circulaires	<i>R (f/s)</i>	Rightward (fast/slow)
<i>DELTA</i>	Muscle Deltoideus	<i>RF</i>	Muscle Rectus Femoris
<i>DP</i>	Divergent Point	<i>RMS</i>	Root Mean Square
<i>DT</i>	Double – Tâche	<i>RP</i>	Réponse Posturale
<i>ELAS</i>	Epine Iliaque Antéro Supérieure	<i>RPA</i>	Réponse Posturale Automatique
<i>EMG</i>	Electromyographie (de surface)	<i>SCAL</i>	Muscle Scalenius
<i>ES</i>	Equilibrium Score	<i>SCM</i>	Muscle SternoCleidoMastoideus
<i>ESL</i>	Erector Spinalis au niveau lombaire	<i>SD</i>	Standard Deviation
<i>FC</i>	Fréquence Cardiaque	<i>SF</i>	(réaction à) Support Fixe
<i>F (f/s)</i>	Forward (fast/slow)	<i>SNC</i>	Système Nerveux Central
<i>FW</i>	Forward Walk	<i>SOL</i>	Muscle Soleus
<i>FFT</i>	Fast Fourier Transformation	<i>SR</i>	Réaction de Sursaut (Startle)
<i>FNM</i>	Fuseau NeuroMusculaire	<i>(l) SS</i>	(loaded) Side-Step
<i>FSR</i>	Feasible Stability Region	<i>ST</i>	Muscle SemiTendinosus
<i>FSSR</i>	Four Square Step Rest	<i>St</i>	Jambe de Support (stance leg)
<i>GC</i>	Muscle Gastrocnemius	<i>Sw</i>	Jambe Oscillante (swing leg)
<i>GRF</i>	Force de Réaction au sol	<i>TA</i>	Muscle Tibialis Anterior
<i>IMC</i>	Indice de Masse Corporelle	<i>TFL</i>	Muscle Tensor Fascia Latae
<i>HAT</i>	Head Arm Trunk	<i>TSS</i>	Translation de la Surface de Support
<i>JA</i>	Jeunes Adultes	<i>TTC</i>	Time to Contact
<i>LD</i>	Labyrinthine Diminished	<i>VD</i>	Visuo-Dépendant
<i>LED</i>	Diodes Electro Luminescente	<i>VS</i>	Verticale Subjective

Liste des annexes

Annexe 1 : Anatomie comparée de l'Homme et d'un singe anthropomorphe (primates les plus proches de l'homme)

Annexe 2 : Nouvelle, rédigée pour la revue Médecine/Sciences dans le cadre de ma mission de diffusion

Annexe 3 : Le développement moteur et postural

Annexe 4 : Référentiels

Annexe 5 : Tableau recensant les facteurs prédisposants et précipitants, les critères d'évaluation et tests existants, et les interventions possible

Annexe 6 : Résumé des items du "Balance Evaluation Systems Test" -BESTest- par catégorie sous-jacente au contrôle postural

Annexe 7 : Nouvelle publiée dans la revue Médecine/Sciences sur la maladie de Parkinson et le TaiChi

Annexe 8 : Tableau de littérature sur quelques protocoles expérimentaux utilisés pour perturber la posture debout

Annexe 9 : Notice d'information pour les volontaires

Annexe 10 : Critères d'exclusion généraux

Annexe 11 : Description détaillée des groupes musculaires choisis dans l'étude n° 1

Annexe 12 : Effet de la condition (direction, vitesse) sur les latences EMG

Annexe 13 : Procédure de reconstruction EOS : de l'identification de la géométrie spécifique du corps à une reconstruction 3D

Annexe 14 : Modèles géométriques

Annexe 15 : Modèles proportionnels

Annexe 16 : Modèles humains existants, appliqués à l'étude du contrôle postural

Annexe 17 : Raideur (N.mm/rad) et Amortissement (N.mm.s/rad) appliquées aux articulations

Annexe 18 : Tableau de littérature sur quelques protocoles expérimentaux utilisés en situation de double-tâche

Annexe 19 : Exemple de règles identifiées par une analyse statistique de type « exploration combinatoire » (Quinten)

Avant-Propos

L'étude de la sensori-motricité chez l'Homme relève des neurosciences fonctionnelles ou intégrées. Cette discipline est à l'intersection de la physiologie, des sciences cognitives de l'ergonomie et de la robotique. Le comportement sert de fil conducteur entre les différents niveaux d'analyse de la fonction étudiée en rendant l'articulation des connaissances sur le système nerveux central plus cohérente.

Trois principes permettent de proposer une définition opérationnelle de la sensori-motricité :

- l'étude d'une grande fonction (telle que la stabilisation) sert de modèle pour questionner l'ensemble du fonctionnement du système nerveux et cheminer d'un lien de causalité à l'autre.
- cette étude comportementale repose sur la quantification des entrées sensorielles et des sorties motrices mises en jeu ainsi que des données objectives et subjectives recueillies lors de l'exécution de la tâche expérimentale.
- la quantification débouche sur un travail de modélisation afin de tester et valider les relations structure-fonction postulées. Cette démarche se base sur le postulat suivant : c'est une finalité fonctionnelle qui a façonné le Système Nerveux Central (SNC) au-cours de millions d'années d'évolution. L'analyse comportementale est indispensable pour aborder les mécanismes qui conditionnent l'évolution dans le temps de la fonction (développement, vieillissement, contexte pathologique, ...) et faire le lien entre les propriétés neurobiologiques et l'apprentissage sensorimoteur qui conditionne l'exécution de la fonction elle-même.

La complexité de la recherche sur les interactions sensorimotrices explique qu'elle se doit d'être multidisciplinaire tant au niveau des théories que des outils qu'elle met en oeuvre. Dans mon doctorat, elle a requis la collaboration de fundamentalistes de diverses disciplines (électrophysiologie, biomécanique, mais aussi la psychophysique, les statistiques, ...); la participation d'ingénieurs et d'une équipe technique, cruciale en raison des chaînes de mesure délicates à mettre en oeuvre; sans oublier en amont, un partenariat avec des industriels et en aval, un dialogue potentiel avec des cliniciens.

Ces travaux ont été réalisés en collaboration avec l'équipe « Contrôle de la sensorimotricité, du neurone au muscle » du Centre d'Etude de la Sensorimotricité (CESEM, CNRS UMR 8194), de l'Université Paris Descartes et l'équipe « Biomécanique, Sport, Santé et Sécurité » du Laboratoire de Biomécanique (LBM), des Arts et Métiers ParisTech.

Introduction Générale

La chute est considérée comme le principal accident de la vie courante (53% d'après l'Anah¹). Elle est particulièrement fréquente chez l'enfant (66% des moins de 10 ans) et chez la personne âgée (représentant 90% des accidents de la vie courante), où elle peut causer des traumatismes graves. La survenue d'une chute est en effet souvent associée à l'apparition de premiers signes de dépendance, du fait de son impact tant physique que psychologique. Pouvoir détecter une chute apparaît en ce sens primordial pour le maintien de l'autonomie des personnes âgées.

La chute chez les seniors est un problème de santé publique

Un tiers des Français de plus de 65 ans tombent au moins une fois par an et ce chiffre atteint 50% si ces derniers sont hospitalisés (enquête Inserm, 1999). Généralement bénigne chez l'enfant (au-regard de sa fréquence), la chute peut prendre des proportions catastrophique chez l'adulte, et a fortiori chez le senior, où elle est reconnue comme étant la première cause de mortalité accidentelle. De plus, on serait tenté de croire que la morbidité se résume à des conséquences physiques (risque fracturaire notamment) or son impact psychologique est souvent sous-évalué alors qu'il est majeur et fréquent. La peur de tomber est l'élément-clé du cercle vicieux constituant le « syndrome post-chute » : pour beaucoup, elle entraînera une réduction spontanée et volontaire d'activité, source de déconditionnement progressif des capacités physiques et à l'origine *in fine* d'un nouveau risque de chute (extrait de DGSP, 2005). S'il persiste, ce tableau d'inhibition psychomotrice peut évoquer un authentique syndrome dépressif. Cette peur de la chute est très répandue chez les personnes âgées (une personne sur quatre), et peut même apparaître en dehors de toute expérience de chute (Tinetti, 1997).

La prévention des chutes des personnes âgées représente un enjeu de santé publique non seulement à une échelle individuelle mais également sociétale. À titre d'exemple, 90% des fractures du col du fémur chez les sujets âgés sont dues à une chute. Leur coût est estimé à environ 10 milliards de dollars/an aux Etats-Unis (Carter *et coll.* 2001) or l'incidence des fractures du col du fémur devrait quadrupler dans les soixante prochaines années (Dubey *et coll.* 1998).

Au-regard de l'évolution démographique, la situation est préoccupante car la problématique des chutes risque de croître au-cours des prochaines décennies. Si l'augmentation de la population considérée comme âgée était jusqu'à présent modérée, les projections démographiques prévoient qu'elle s'accélère jusqu'en 2035 et au-delà. La proportion des plus de 65 ans augmente plus rapidement que n'importe quelle autre tranche d'âge et c'est particulièrement vrai pour les régions les plus développées de la planète : elle constituera plus d'1/3 de la population au Japon, en Allemagne, en Italie, la France ne faisant pas exception au-sein des autres pays d'Europe : l'Insee (2006) projette que près d'un habitant sur trois aura plus de 60 ans en 2050 contre un sur cinq en 2005 ; un vieillissement de la population

¹ Agence Nationale de l'Habitat

française particulièrement accentué avec l'arrivée à l'âge de la retraite de la génération des "baby-boomers". Ces considérations permettent de mesurer l'importance de poursuivre voire amplifier les recherches liées à la prévention des chutes. Il est essentiel d'être en capacité de détecter et identifier les sujets à risques, les causes de survenue d'une chute, mais aussi d'être force de propositions, pour établir des interventions et des priorités d'action vis-à-vis des professionnels de la Santé.

La chute implique une chaîne complexe de traitement de l'information

Les mécanismes sous-jacents à la surexposition des personnes âgées au risque de chute font encore l'objet de débat bien qu'un certain nombre de facteurs aient été identifiés dans la littérature. La capacité à maintenir son équilibre implique, de manière simplifiée, trois stades de traitement de l'information. **1-** la détection de l'état d'équilibre est assurée par les afférences sensorielles multi-modales qui informent en permanence le système nerveux central (SNC). **2-** Celui-ci reçoit, traite et intègre l'ensemble des informations sensorielles, il assure le contrôle central permettant l'analyse de la situation et la sélection de la réponse. **3-** La réponse motrice est assurée par l'appareil musculo-squelettique consécutivement aux commandes envoyées par le SNC pour produire en retour une série de contractions musculaires. Cela se traduit par une série de mouvements coordonnés, formant un comportement moteur adapté et complexe. Les systèmes impliqués dans la régulation de l'équilibre sont donc nombreux, et l'impact du vieillissement sur cette chaîne de traitement de l'information peut aller des récepteurs sensoriels aux structures de contrôle central (boîte noire), jusqu'aux effecteurs musculaires. Ces altérations affecteront inévitablement le contrôle de l'équilibre, dont la détérioration est un signe avant-coureur de l'occurrence d'une chute (Bloem *et coll.* 2003). Si ce travail doctoral s'inscrit dans le cadre de la prévention des chutes chez les personnes âgées, nous nous appliquerons plus particulièrement à identifier les mécanismes neurophysiologique, biomécaniques et cognitifs mis en jeu pendant la chute. Nous avons fait le choix de travailler d'abord sur une population jeune et saine, afin d'écartier les facteurs intrinsèques liés à l'âge pouvant favoriser l'apparition d'une chute, et nous focaliser sur la chaîne de traitement impliquée dans le maintien de l'équilibre.

Objectifs généraux

De très nombreuses études se sont intéressées à la chute en portant leur attention sur différents points concernant « *l'Avant- Chute* » ou « *l'Après- Chute* » tels que : la détection des sujets à risques, la prévention, les interventions spécifiques en rééducation, l'effet de l'activité physique, l'aménagement de l'environnement, ... **L'objet de notre travail porte sur ce qui se passe « *Pendant* » l'épisode 'Chute' et particulièrement lors du moment critique où il est encore possible de modifier l'issue finale par des ajustements posturaux et des actions motrices rapides et adéquats.**

Parmi les études qui s'intéressent aux mécanismes impliqués dans le contrôle postural et/ou à son vieillissement, un grand nombre d'entre elles se consacre exclusivement à l'équilibre statique. Cependant, c'est une situation relativement éloignée des scénarios au-cours desquels une chute est susceptible de se produire. Une chute survient si et seulement si deux facteurs sont réunis :

1) *une perte initiale de l'équilibre.*

Ce « pré-requis » peut toucher la population entière dans son quotidien. En effet, nombreuses sont les situations déstabilisantes dans la vie de tous les jours, dont il faut distinguer le caractère prévu ou imprévu (glissade, trébuchement, poussée, environnement de travail incertain, cadre sportif,...).

2) *un échec des mécanismes de rééquilibration, i.e. de la stratégie mise en oeuvre pour compenser la déstabilisation.*

La faculté de réagir à une perturbation soudaine est donc vitale pour le contrôle de l'équilibre car de cette capacité de rééquilibration dépendra l'évitement ou la survenue de la chute.

Ce dernier facteur est primordial pour expliquer la prévalence de la chute chez les personnes âgées, mais aussi, et c'est le but de cette étude, chez le jeune adulte. Dans ce cadre, l'étude des performances en condition d'équilibre dynamique apparaît plus appropriée, si tant est que la perturbation imposée est suffisamment importante. En effet, si de nombreuses études ont décrit les stratégies de réponse en situation de rééquilibration réactive, la possibilité de se rattraper est la plupart du temps assurée. Peu d'études ont finalement analysé les « mauvaises réponses » conduisant à une « chute réelle », provoquées par une perturbation imposée, non prévisible et d'intensité variable. **Dans ce contexte, nous avons choisi d'étudier la phase précoce de réponse, dite phase de pré-impact, suite à une perturbation de vitesse et de direction variables.** L'analyse des performances individuelles lors de la phase critique, où se joue le pronostic vital et l'autonomie des séniors, a permis de différencier les sujets, voire de dépister des sujets potentiellement chuteurs grâce à des indicateurs discriminants. Suite à cette première phase expérimentale, un travail de modélisation de la chute a été mené, pour analyser la contribution des facteurs biomécaniques lors d'une chute. Enfin, la prise en compte des facteurs cognitifs intervenant en phase de pré-impact a fait l'objet de la troisième étude.

Cette thèse doctorale intitulée « *Etude du contrôle postural chez l'Homme : analyse des facteurs neurophysiologiques, biomécaniques et cognitifs impliqués dans les 500 premières millisecondes de la chute* » vise, par les axes de réflexion qu'elle a déployé, à se situer à l'interface entre la recherche fondamentale et appliquée notamment en clinique.

L'organigramme ci-dessous résume, *en rouge*, l'entrée, la démarche globale et les choix méthodologiques que nous avons adoptés pour étudier ces réactions compensatoires suite à une perturbation de l'équilibre debout, lesquelles menant ou non à une issue favorable.

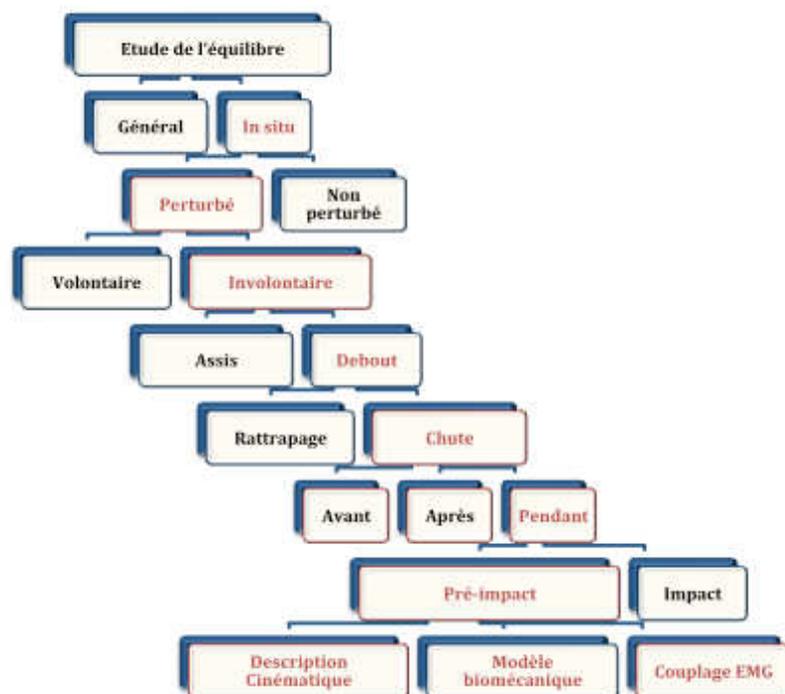


Figure 1 :
Contexte scientifique
de l'étude

Contexte scientifique

Objectif du Chapitre

Ce chapitre vise à présenter les enjeux liés à l'acquisition de la station debout, aboutissement de l'évolution phylogénétique et ontogénétique de l'Homme. Elle lui pose un problème de stabilité dont les oscillations posturales incessantes sont le témoin. Les mécanismes impliqués dans le contrôle postural permettent le maintien de l'équilibre en posture orthostatique. Si ces mécanismes sont défailants, c'est la chute.

Définir une posture revient à décrire une attitude, la configuration géométrique du corps à-travers un agencement particulier des segments corporels les uns par rapport aux autres à un instant donné.

Selon les individus, le contexte ou encore les objectifs propres du sujet, la posture prend des formes variées.

Néanmoins, chaque espèce animale adopte une posture préférentielle qui correspond chez l'homme à la posture orthostatique, soit la station debout érigée (*Figure 2*), acquise autant par les caractéristiques morphologiques de son espèce que par les contraintes fonctionnelles imposées par son environnement (Paillard, 1971)

La figure ci-contre représente en position debout, les plans anatomiques de référence et axes définissant les rotations (Gray's Anatomy ©Elsevier Ltd 2005)

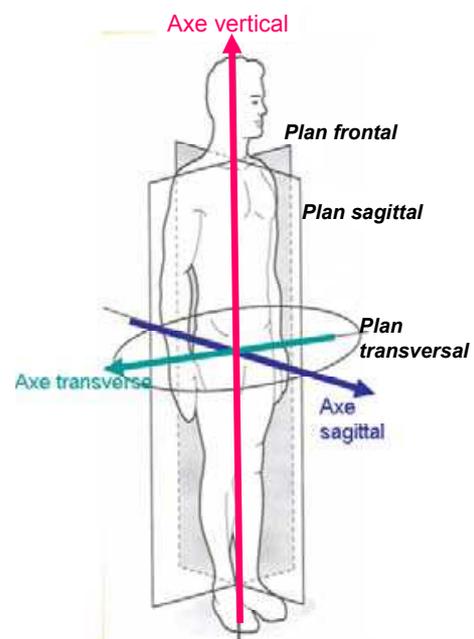
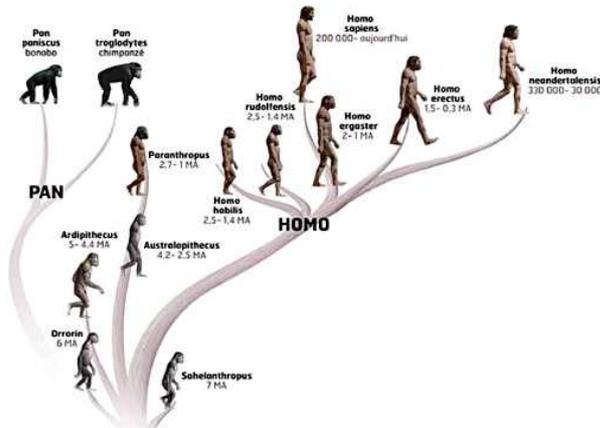


Figure 2 : Station debout, position et plans de référence

L'éclairage phylogénétique qui fait l'objet de la partie suivante nous permettra de mieux mettre en évidence ce point, et comprendre quand et pourquoi l'homme s'est redressé. L'évolution de la bipédie, dont la compréhension chemine au fil des découvertes, est intéressante à évoquer pour appréhender les difficultés inhérentes à la posture orthostatique et mieux comprendre le phénomène qu'est la chute.

1. DE LA VERTICALISATION PROGRESSIVE A LA POSTURE DEBOUT

1.1. Eclairage phylogénétique



Il y a 6 à 8 millions d'années, les voies évolutives se seraient séparées, signant le début de la lignée humaine.

"L'homínisation est l'ensemble des processus évolutifs par lesquels les Hommes ont acquis les caractères qui les distinguent des autres primates"
(P. Teilhard de Chardin, 1955)

Figure 3 : Les grandes étapes de l'homínisation

Les caractéristiques uniques d'Homo, en comparaison avec son précurseur australopithèque, sont d'abord une augmentation de la capacité crânienne (Mc Henry, 1994), dont les causes restent à ce jour incertaines et les conséquences ont le statut de corrélation (organisation sociale, activités culturelles, conception d'outils toujours plus élaborés,...). Pour certains, l'évènement majeur de l'évolution humaine ne serait pas tant cette augmentation de volume que l'avènement de la bipédie permanente. Une bipédie spécialisée et progressivement exclusive aboutissant à l'Homme moderne a effectivement remplacé l'arboricolisme des Australopithèques et une bipédie terrestre ponctuelle (D'Août et coll. 2004). A de nombreux égards (libération des mains, augmentation de la masse cérébrale, dégagement du larynx, etc.), même si elle a été expérimentée à plusieurs reprises par différentes espèces, la bipédie peut constituer le fondement à partir duquel se sont bâtis les attributs ultérieurs qui font la quintessence humaine. Cependant, son statut d'étape-clé vers la différenciation fait toujours l'objet de controverses (Boyd et Silk, 2000)

1.1.1. Se tenir debout est-il le propre de l'Homme ?

Il ne s'agit pas d'un comportement exclusivement humain, puisque d'autres espèces/branches du règne animal utilisent ce mode de locomotion de manière occasionnelle (Jablonski et Chaplin, 1993 ; Haile Selassie et coll. 2012). Cependant, chez les primates par exemple, l'orthostatisme est énergétiquement coûteux et ils reprennent rapidement leur allure quadrupède. De ce point de vue, la station debout prolongée, permanente et préférentielle, est le propre de l'homme, car elle requiert une énergie moindre et présente des spécificités qui se sont acquises progressivement (Berge et Gasc, 2001). Une adaptation morphologique a donc permis d'optimiser le coût énergétique de la posture bipède de l'homme mais en a fait aussi le champion du monde animal en course de longue durée (cf. théorie "Born to Run" de Lieberman et coll. 2010). De plus, les fonctions anatomiques sélectionnées au-cours de l'évolution ont

privilegié la flexibilité à la spécialisation (cf. les différents modes d'activités locomotrices tels que la natation, la marche, la course, le transport, le lancer,...) (Righmire, 1995).

Quelles adaptations morphologiques à la station debout, entraînées par la bipédie peuvent être observées, ou au contraire quelles sont les traces que notre morphologie actuelle a gardées d'un passé arboricole ou simien ?

1.1.2. Corrélats anatomiques et sensoriels liés à l'acquisition de la bipédie

Chez l'*homo sapiens*, la bipédie quasi-exclusive implique des modifications du squelette recensées en Annexe 1. Dans l'analyse de la séparation phylogénétique, deux entrées sont intéressantes à évoquer au niveau anatomique. D'une part, l'étude du pied est une entrée intéressante car ses propriétés morphologiques, anatomiques, structurales et fonctionnelles permettent à elles seules d'isoler le genre *Homo* (Bennett *et coll.* 2009). A la différence de la main qui s'est peu modifiée et qui est restée primitive, le pied s'est spécialisé et s'est doté de caractéristiques modernes pour permettre une locomotion bipède efficace. La structure des orteils et des arches (longitudinale et transverse) est un exemple des adaptations critiques faisant du pied un levier propulsif rigide capable d'absorber les chocs (Annexe 2). D'autre part, l'évolution et l'architecture du cou ont permis la création d'un plan privilégié : le canal horizontal, et donc la spécialisation d'un système neuronal de contrôle des mouvements horizontaux, assurant la rapidité, la précision et l'anticipation (Berthoz, 1988). Le système musculo-ostéo-articulaire cervical autorise une grande capacité de mouvements. Néanmoins, l'apparition d'un cou mobile a dissocié physiquement la position du système vestibulaire et les groupes musculaires du tronc. La stabilisation de la tête est permise grâce au système vestibulaire, au regard et aux propriocepteurs du cou qui fournissent aussi des afférences essentielles au contrôle de la posture.

Au cours de la phylogénèse, la prise d'information sensorielle et la réponse effectrice apparaissent en premier (Eponges) ; apparaît ensuite le système nerveux central pour intégrer l'information récupérée par les organes sensoriels et élaborer une réponse de plus en plus complexe (jusqu'à mener l'ensemble des opérations requises pour la vision) (Figure 4a) Le schéma b) indique dans le même ordre d'idées que selon les espèces (ici, le rat, le tarsius et l'Homme), le cerveau « sensorimoteur » diminue au profit du cerveau « associatif » (en blanc) qui occupe une place de plus en plus importante.

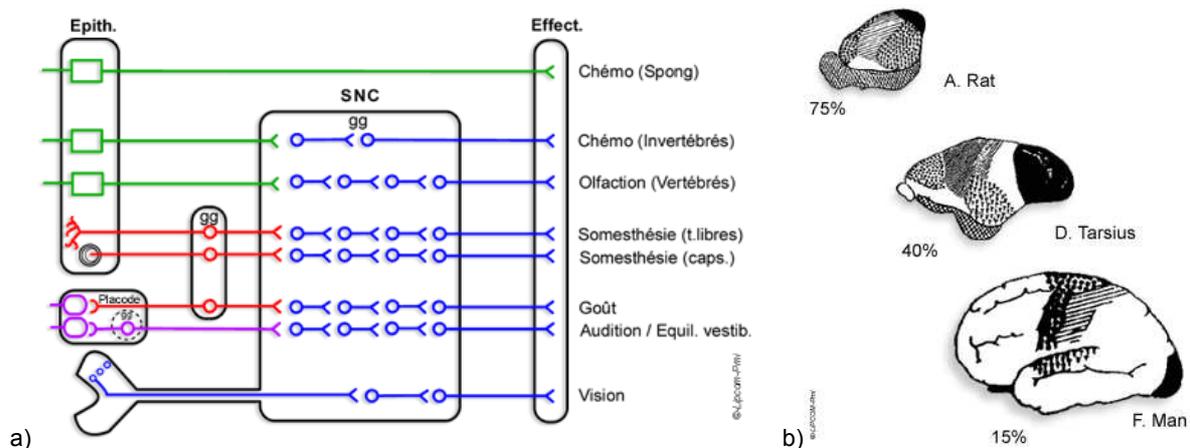


Figure 4 (a,b) : Phylogénèse et informations sensorielles

Nous pouvons également noter que le système vestibulaire est phylogénétiquement ancien, avec des propriétés bien établies et restées primitives. Néanmoins, une analyse comparative des os de l'oreille interne de différentes espèces par CT Scan montre que les canaux sont orientés verticalement chez *Homo Erectus* et l'Homme moderne, à la différence des espèces occasionnellement bipèdes (labyrinthose des chimpanzés, des grands singes, des *Australopithecus Afarensis*, et de l'Homme de Néanderthal) chez qui l'alignement des canaux est plus horizontal (Hublin, 1996). Certains travaux de recherche (Graf et Vidal, 1996 ; Spoor et Zonneveld, 1998) concluent cependant à la difficulté de distinguer les modes locomoteurs (comportement bipède vs. quadrupède) à partir de la structure, les dimensions et la forme des canaux semi-circulaires.

1.1.3. Avantages et Inconvénients de la bipédie

Malgré les avantages procurés par l'acquisition de la posture bipède, elle s'est accompagnée d'une réduction de la taille du polygone de sustentation ainsi qu'une élévation du centre de gravité du corps (CG, situé au niveau de la 2^{ème} vertèbre sacrée). Ces deux facteurs mécaniques combinés, ainsi que les mécanismes physiologiques nécessaires à la vie (respiration, circulation,...) conduisent à une instabilité naturelle. Cependant, en se redressant, l'énergie potentielle conférée par la position haute du CG a facilité le démarrage rapide d'un mouvement avec une amorce de chute, a facilité les changements de direction par rotation de hanche, et l'accélération par les lignes d'action des forces axiales. En revanche, les contraintes ostéo-articulaires sont plus grandes, la réaction au sol est plus élevée,... et la visco-élasticité de l'ensemble {muscle-tendon-os} doit absorber et restituer l'énergie cinétique liée à la vitesse et à la masse (exemple : par des appuis alternés).

En somme, le système ostéo-articulaire et musculaire fixe la position des segments mobiles de telle sorte qu'ils obéissent à un schéma géométrique permettant la lutte contre la gravité. Les problèmes mécaniques de la bipédie en posture statique exigent de réaliser un équilibre de forces, et ces problèmes se complexifient en dynamique. La position haute du CM associée à une surface d'appui étroite rend en effet l'équilibre précaire nécessitant la mise en place de mécanismes de contrôle postural pour éviter la chute. De plus, le corps subit une succession de déséquilibres qui résultent non seulement de l'action de forces internes, mais aussi externes (gravité, force de réaction, accélérations imposées, etc.)

1.2. Verticalité et Bipédie : l'éclairage de l'Ontogénèse

"L'ontogénèse est une courte recapitulation de la phylogénèse" Ernst Haeckel, 1866

Le nouveau-né vient au monde avec un héritage fœtal riche qui se traduit par des « compétences » importantes sur le plan sensoriel et moteur, témoignant déjà d'une faculté d'adaptation et d'accoutumance à l'environnement. Il présente une motricité spontanée involontaire et incontrôlée, anarchique et bilatérale qui se caractérise notamment par plus de 70 réflexes archaïques. Parmi eux, le réflexe de défense (variation du réflexe Parachute) est une réaction de protection en extension vive et rapide des membres supérieurs comme pour amortir une chute et éviter des blessures à la tête (Figure 5) Les réactions primaires constituent un vaste réservoir de schèmes élémentaires qui, avec la corticalisation progressive, joueraient un rôle essentiel dans la mise en place des mouvements coordonnés ultérieurs. Cependant, les relations exactes entre ces deux composants de la motricité ne sont pas totalement élucidées, étant donné que beaucoup d'entre eux disparaissent vers 2-3 mois ou ne s'expriment plus, sans que l'on sache avec précision leur rôle joué dans le développement moteur de

l'enfant (fonction adaptative ? survivance de mouvements phylogénétiques ? base ou précurseur des mouvements volontaires ou interférences inhibitrices, à l'image du réflexe de marche automatique (St Anne Dargassues, 1974 ; Thelen, 1987 ; Bullinger, 1991 ; Grenier, 1981). Le nouveau-né présente également des boucles sensorimotrices ("pre-reaching", ...), des rythmiques ou mouvements stéréotypés ("kicking",...) ou encore des syncinésies. La particularité des syncinésies réside dans le fait que jusqu'à 7 ans, la réalisation d'un mouvement par un membre va souvent s'accompagner de l'apparition de mouvements parasites dans d'autres membres (comme son symétrique) et la dissociation s'avère difficile. Selon Todor (1986), c'est dû à la présence de synergies musculaires innées progressivement inhibées avec la maturation du système nerveux, en particulier du corps calleux.



Le réflexe de Moro est déclenché par une stimulation vestibulaire, et plus précisément une accélération verticale descendante affectant soit la tête soit l'ensemble du corps. Ce patron de mouvements complexe (Rönnqvist et al. 1998) témoigne d'une réaction au phénomène de chute chez le nouveau-né, quand bien même il n'a jamais été confronté à cette expérience. Présent dès 6 mois pour une chute vers l'avant et 9 mois vers l'arrière, il demeurera toute la vie.

Figure 5 : Réflexe de Moro.

L'ensemble de cette motricité indique l'absence de dépression du SNC et un tronc cérébral intact mais ne rassure pas sur l'intégrité du cerveau supérieur. Nous retiendrons qu'elle est la marque d'un fonctionnement cérébral sous-cortical. Ce postulat est renforcé par l'état tonique du nouveau-né qui se caractérise par une hypotonie axiale associée à une hypertonie distale. L'insuffisance de tonus musculaire dans les muscles de l'axe du corps, au niveau du tronc et de la nuque empêche tout redressement actif de l'axe vertébral. A noter que l'hypertonie entraîne quant à elle peu de variété dans les mouvements. La maturation se fait par des étapes progressives avec une évolution du contrôle tonique axial au cours de la première année de la vie selon une direction *céphalo-caudale*. Elle se traduit successivement par la capacité à maintenir sa tête en position ventrale allongée, suivie par l'acquisition de la position assise, puis l'enfant pourra se mettre debout et enfin commencer à marcher. Parallèlement, au niveau des membres, on note un relâchement du tonus des fléchisseurs puis un renforcement du tonus des extenseurs progressant des segments proximaux du corps vers la périphérie (segments distaux comme les bras puis les mains et enfin les doigts) d'où le nom de loi proximo-distale. Les muscles des membres sont d'autant plus tôt sous le contrôle de la volonté qu'ils sont à proximité des centres nerveux. Jusqu'à 4 ans environ, le progrès moteur s'organisera ensuite essentiellement autour de la maîtrise de l'équilibre.

En résumé, l'évolution des mécanismes nerveux s'accompagne d'une « prise de contrôle » sur les actes moteurs, par un contrôle des réponses musculaires qui est aussi plus local, isolé et différencié (blocage articulaire, dégel des degrés de liberté,...) Le rythme de maturation du système nerveux agit sur la corticalisation progressive des fonctions motrices (cf. excitabilité des motoneurones alpha, myélinisation des voies descendantes), et le système cortical va ainsi peu à peu inhiber les réponses réflexes, permettant à l'enfant de passer d'une motricité involontaire ou dominée par des réflexes (décharges généralisées à l'ensemble du corps) à une motricité volontaire, spécifique, individuelle,

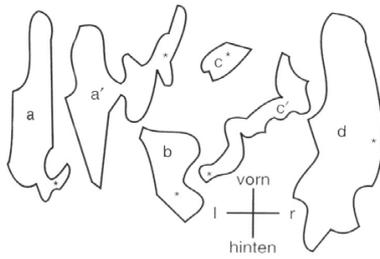
élaborée et localisée (i.e. plus fine). Les facteurs de développement sont donc aussi liés à des mécanismes inhibiteurs mais également attentionnels. Pour conclure, le développement semble répondre à l'évolution des structures neuromusculaires, entraîne la transformation ou l'apparition de nouvelles entités fonctionnelles et comportementales ou « constantes organisatrices » (théorie maturationniste de Gesell (1926). Cependant, il est difficile de prôner une indépendance du développement par rapport aux circonstances externes. Une approche alternative du développement psychomoteur, dite de « dynamique de système » représentée par E. Thelen est actuellement en vogue : selon elle, l'interaction de plusieurs systèmes et paramètres produit un développement non linéaire des différents comportements moteurs et non un seul programme central préprogrammé et d'origine neurologique. Dans ce cadre, la force de la gravité, la maturation neurologique, le poids des membres du corps, les expériences de l'enfant, sa motivation, le développement d'un système comportemental particulier (par exemple le système locomoteur) sont autant de paramètres à considérer (Thelen, 1998).

2. DE LA POSTURE DEBOUT ACQUISE A L'EQUILIBRE

2.1. L'homme n'est jamais en parfait équilibre

La réalisation de tous les actes quotidiens nécessite en premier lieu de disposer d'une posture stable (Massion, 1994). L'équilibre orthostatique est l'aptitude au maintien de la posture à un moment donné, en dépit des circonstances qui tendent à la perturber dans les conditions de vie terrestre. L'état d'équilibre (ou de déséquilibre) dépend autant de la position que de la vitesse des variables contrôlées du système. Selon les lois de la mécanique newtonienne, un système est en équilibre lorsque la somme des forces et des moments de force agissant en tout point sur celui-ci est nulle. La force gravitationnelle attire tout corps possédant une masse vers le centre terrestre, son action est concentrée au centre de masse (CM) (Borelli, 1680). D'autre part les forces de réactions soutenant le corps, réparties entre les zones de contacts de l'homme et de l'environnement peuvent être représentées par une force résultante dont le point d'application est le centre de pressions (CP) (Bernard-Demanze *et coll.* 2004). Aussi, le système est en équilibre statique mécanique lorsque la projection du CM se confond avec le CP (Muray *et coll.* 1967). Dans la réalité, cette situation est rare voire impossible puisque le corps est en permanence soumis à des perturbations : ne serait-ce qu'en condition d'immobilité, en plus des forces exogènes, plusieurs sources de perturbation internes au corps peuvent créer de minimes forces ici et là sur la structure squelettique (Ishida *et Imai*, 1980; Hunter *et Kearney*, 1981; Fitzpatrick *et coll.* 1992). Ces efforts internes proviennent des mouvements respiratoires et de l'action des muscles lisses ou cardiaques qui provoquent une circulation du sang à travers tout le corps perturbant de manière stochastique la structure squelettique (Marieb, 1993). Un bruit aléatoire lié aux commandes nerveuses peut aussi entraîner des oscillations posturales. Comme l'avait pressenti André Thomas (1940): « l'équilibre ne peut plus être considéré comme un état de repos quand il s'agit d'un corps dont toutes les parties sont douées d'activité ». Il est donc permis de dire que le corps de l'homme n'est jamais en parfait équilibre, ainsi que le montre les oscillations enregistrées au 19^{ème} siècle par K. Vierordt (Figure 6). L'apparition de plates-formes de force a permis de quantifier plus précisément ces oscillations posturales de la station debout immobile: chez le sujet sain, la surface que balaie le CP est extrêmement réduite, proche de 1 cm² (Gagey *et Weber*). L'analyse par FFT montre l'absence de pic fréquentiel et des fréquence

d'oscillation basses inférieures à 0.5 Hz. Il n'existe qu'une faible inter-corrélation entre les deux paramètres de déplacement antéro-postérieur et latéral.



Karl Vierordt fut le premier à comprendre que le corps de l'homme est « toujours à la recherche de cet instant éphémère au cours duquel s'annulent toutes les forces en action sur sa masse corporelle (...) Il se stabilise en essayant de revenir au voisinage de sa position d'équilibre lorsqu'il en est écarté ». Le matériel utilisé par Vierordt pour enregistrer les oscillations posturales était alors rudimentaire : une plume attachée à la pointe d'un casque grattait une feuille enduite de noir de fumée, fixée au plafond. Surface des oscillations dans différentes conditions : (a) debout yeux ouverts, (a') debout yeux fermés, (b) position orthostatique particulière, (c) assis yeux ouverts, (c') assis yeux fermés et (d) en position unipodale.

Figure 6 : Surface des oscillations posturales enregistrées par Vierordt (1860),

Dans les conditions d'un équilibre quasi-statique, les variations du CP sont corrélées à celles du CM (Blaszczyk, 2008). L'équilibre se définit donc par les relations qui existent entre le CM et le CP ("Sway Ratio"). En condition statique, les lois de l'équilibre sont respectées lorsque le CM se projette à l'intérieur du polygone de sustentation défini comme la surface d'appui des pieds au sol (base de support BS). Si la projection s'effectue à l'extérieur de ce polygone, il y a alors déséquilibre (Borelli, 1680 ; Dyson, 1977). De ce point de vue, un pas de protection serait engagé lorsque le déplacement du CM traverse au-delà des frontières de la BS (Horak, 1992). Cette considération classique a récemment évolué vers une conception dynamique à travers le concept de "Feasible Stability Region" (FSR) qui se base sur l'état du CM (déplacement, vitesse et/ou accélération) (Pai et coll. 1997, 1999 ; Hof, 2005): il a été montré que la position du CM n'était pas la seule variable à prendre en compte, puisque sa projection à l'extérieur de la BS associée à une faible vitesse ne provoque pas forcément le déséquilibre du système. Par-ailleurs, la stabilité n'est pas garantie si la vitesse du CM dépasse une valeur critique tout en étant à l'intérieur des limites définies par la base de support. Plus le centre de gravité est proche des limites de stabilité, plus sa vitesse initiale maximale permise est faible (Robinovitch et coll. 2002). En somme, la première conception de la stabilité « déplacement-dépendant » du CM est vraie pour un modèle statique de la posture debout mais semble inadéquate lorsqu'il est question du contrôle de l'équilibre corporel lors d'un mouvement.

A partir d'un certain seuil, si le système estime que le déséquilibre est trop grand et qu'il est synonyme de risque de chute, des corrections posturales seront engagées (Collins et De Luca, 1993).

2.2. Ressources sollicitées pour le contrôle postural

Etudier le contrôle postural nécessite d'en rappeler les bases neurophysiologiques et présenter succinctement les différents systèmes impliqués dans la régulation de l'équilibre. La notion de "système" postural implique par définition des entrées, des sorties et des éléments qui fonctionnent en interaction permanente (Gagey, 1995) : les appareils sensoriels fournissent des informations provenant du corps et/ou de l'environnement; celles-ci empruntent des circuits neurologiques (boucles réflexes et étages d'intégration) afin d'être intégrées et "synthétisées" par le SNC et ce dernier commande les effecteurs (actions musculaires) pour assurer la régulation de l'équilibre debout. Pour comprendre l'interaction entre ces éléments, nous pouvons commencer par décrire la fonction du contrôle postural pour en déduire la structure et les ressources sollicitées.

Le contrôle postural est une habileté motrice dérivée de l'interaction entre des processus sensorimoteurs complexes nécessaire pour la perception et l'action et qui remplit deux fonctions: l'orientation spatiale et l'équilibration (Paillard, 1986 ; Horak 2008). La **fonction d'orientation** du corps dans l'espace permet d'orienter, de calculer et de planifier une action précise par rapport au monde extérieur environnant. La position géométrique des segments corporels les uns par rapport aux autres ainsi obtenue déterminera la manière dont notre corps va interagir avec l'environnement (Massion, 1994, 1998 ; Berthoz, 1997). Constituant un interface avec l'extérieur, cette activité « directionnelle » intègre la gravité, les caractéristiques de la surface de support, l'environnement visuel ou encore les rétroactions sensorielles intéroceptives. La **fonction d'équilibration** permet le maintien de l'équilibre et fait référence aux mécanismes en œuvre dans la régulation posturale. C'est une tâche d'intégration sensori-motrice complexe, dont les principes ne sont pas encore complètement appréhendés, comme en témoignent les difficultés rencontrées dans le domaine de la Robotique.

Dans la partie suivante, nous allons présenter les ressources sollicitées pour le contrôle postural. Selon Massion (1998), la double fonction du système de contrôle postural se base sur quatre composantes: la représentation interne du corps, les valeurs de référence à stabiliser, les messages détecteurs d'erreur et les réactions posturales flexibles et/ou ajustements anticipateurs (cf. Figure 7)

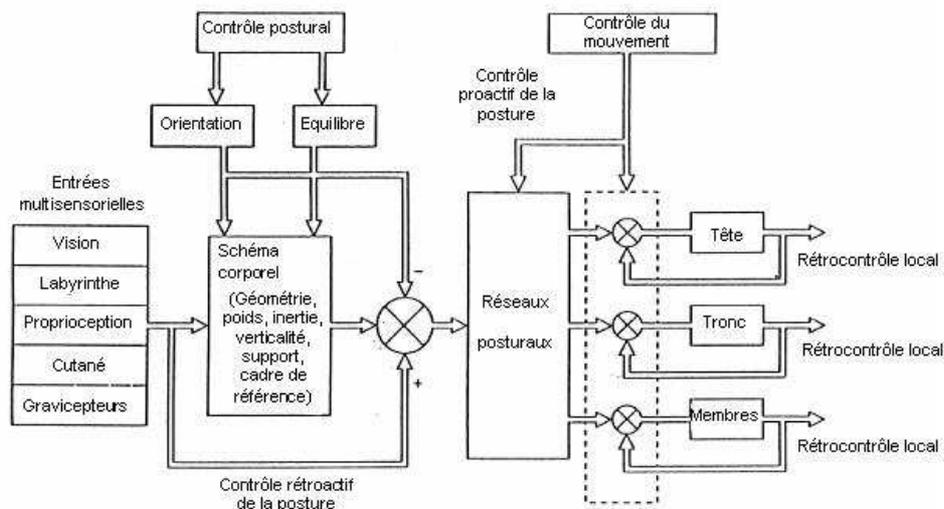


Figure 7: Organisation centrale et hiérarchique du maintien postural avec deux niveaux : le niveau de référence (schéma corporel) et le niveau de contrôle (réseaux posturaux) (d'après Massion, 1998).

2.2.1. Référentiels Spatiaux

Les référentiels sont des « invariants directionnels construits sur la base des informations sensorielles combinés ou pondérés par l'activité de l'individu et le filtre de ses expériences motrices et cognitives antérieures » (Isableu *et coll.* 1998). Le « cadre de référence » permet au sujet de percevoir et analyser son orientation spatiale mais aussi celle des objets, et d'organiser ses activités posturo-motrices. Les variables servant de référence au contrôle de l'équilibre et aux actions orientées dans l'espace sont de nature égocentrée, allocentrée ou géocentrée (Paillard 1971, 1990), tel une grille de lecture des positions spatiales, de son propre corps et de la structure de l'environnement/objets. La sélection du référentiel dépend du contexte et de la tâche à réaliser mais la plupart du temps, ils coïncident et globalement ces

trois cadres sont indispensables au maintien de la posture. Le référentiel géocentrique, basé sur la verticale gravitaire, permet la construction d'une verticale subjective (Mittelstaedt, 1983 ; Ohlmann, 1988). La position que prend spontanément et sans contrainte le corps par rapport aux forces de l'environnement traduit ce sens de la verticalité. L'Homme se réfère à une représentation interne de la verticalité qui est construite et réactualisée sur la base de l'intégration multisensorielle, bien que certaines afférences soient particulièrement impliquées dans l'élaboration de cette verticale subjective.

Perception de la verticale

Le sens de la verticalité correspond, dans un champ normal de gravité, à l'aptitude de l'Homme à s'orienter par rapport à la verticale, confronter sa situation au milieu ambiant, dépister ses oscillations posturales, stabiliser sa référence corporelle selon le contexte/la tâche. La perception de la verticale, également appelée « verticale subjective » (VS) est une représentation implicite, interne de la verticalité. Elle est propre à chaque individu. Chez les sujets sains, la VS et la verticale objective, déterminée par le vecteur gravitaire sont alignées. Le sens de la verticalité s'appuie sur des informations vestibulaires fiables (provenant des organes gravito-inertiels de l'oreille interne), des indices visuels (sur la structure de l'environnement notamment) et d'après Mittelstaedt (1992, 1998), aussi et surtout des gravicepteurs (récepteurs situés dans les organes viscéraux au niveau du tronc) et des afférences tactiles plantaires et proprioceptives (OTG par la force exercée par les muscles antigravitaires, FNM au niveau cervical, des membres inférieurs ou du tronc) (Barbieri, 2007 ; Manckoundia, 2007). Lorsque ces référentiels sont fusionnés et fournissent des informations corrélées, l'homme dispose ainsi d'une verticale visuelle, vestibulaire/gravitaire et posturale. Divers protocoles montrent, en sollicitant différentes modalités sensorielles, qu'elles se distinguent légèrement. La pondération sensorielle peut varier selon la tâche mais aussi selon l'individu : le type perceptif « Champ-Dépendant » utilise principalement la vision pour estimer la VS et l'orientation de leur corps tandis que les « Indépendants au Champ » se réfèrent plutôt au système vestibulaire et/ou aux indices égocentriques dans la perception de la verticale (Witkin, 1950 ; Luyat *et coll.* 1997). Ces derniers ont une approche plus « articulée » du champ perceptif que globale et sont sensibles aux particularités figuratives du champ extéroceptif (Jover 1994). Ainsi, le mode de perception de la verticale et par suite, la perception de l'orientation du corps dans l'espace varie selon les individus. Chez les personnes âgées, le sens de la verticalité peut être biaisé et constituer un facteur de risque de chute : Manckoundia (2007) a montré que leur VS était orientée vers l'arrière et pouvait être responsable du déséquilibre souvent observé (cf. position postérieure du CM par rapport à la BS). Les chutes arrières résulteraient de cet alignement de la posture érigée sur une VS incorrecte.

Valeur contrôlée

L'organisation des ajustements posturaux repose sur des valeurs de référence « à stabiliser » Celles-ci sont déterminées centralement, et peuvent être « innées » ou apparaître en réponse à des consignes. Dans le contrôle de l'équilibre, les avis divergent au sujet de la variable de référence stabilisée. Le SNC semble garantir le maintien de l'équilibre par un contrôle direct de **la projection du CM au sol**, sur le plan horizontal (Massion *et coll.* 1992, 2004; Vernazza *et coll.* 1996; Patla *et coll.* 2002). Plusieurs observations encensent ce point de vue largement partagé, car de nombreuses preuves attestent que la projection du CM au sol est la variable contrôlée, notamment en condition dynamique : en attestent par exemple les activations musculaire des membres inférieures destinées à stabiliser le pelvis, où est

approximativement localisé le CM ; l'utilisation d'une stratégie de hanche permettant au CM de rester au-dessus de la BS (Gurfinkel *et coll.* 1981 ; Gollhofer *et coll.* 1989 ; Dietz *et coll.* 1989); son déplacement visible avant le début du mouvement volontaire destiné à augmenter la stabilité (APA) (Crenna *et coll.* 1987 ; Rogers *et Pai*, 1990 ; Mouchnino *et coll.* 1990 ; Dufossé *et coll.* 1982 ; Frolov *et coll.* 1988). D'autres travaux allant dans ce sens concernent l'étude des synergies musculaires, dont la robustesse suggère qu'elles encodent les patrons d'une sortie motrice orientés vers un but et modulés par des centres de plus haut niveau, pour produire les RP appropriées selon la stratégie posturale et la tâche à accomplir. Les résultats obtenus par Lockhart *et Ting* (2007) puis Welch *et Ting* (2008) montrent que ces modules sont utilisés pour générer un mouvement multi-articulaire, qui permet *in fine*, de contrôler une variable dite de "task level" tel que le mouvement du CM, qui encapsule à lui seul les relations du corps, les effets extrinsèques de la gravité et des forces externes. En s'appuyant sur un modèle neuromécanique Lockhart *et Ting* (2007) ont montré qu'une organisation optimale hiérarchique par feedback basée sur le mouvement du CM gouvernait le contrôle de l'équilibre. Néanmoins, Lacquaniti *et coll.* (1990) se sont demandés si cette variable constituait toujours la valeur de référence pour le contrôle de l'équilibre ou si ce n'était pas plutôt **la géométrie corporelle** (notamment l'alignement vertical segmentaire). Le « **point divergent** » est aussi une variable clé, car il se situe à l'interface du contrôle neuronal et de la mécanique du corps (Herr *et Popovic*, 2008 ; Maus *et coll.* 2010). Il constitue en effet le point fixe auquel s'intersectionnent les lignes d'action de la force de réaction du sol lors de la marche. De plus, Droulez (1986) souligne que d'autres variables peuvent devenir stabilisées suite à des instructions spécifiques ou dans des situations particulières. Par-exemple, chez un individu qui marche en lisant un journal, la référence stabilisée est la distance entre ses yeux et le papier. **Un ou plusieurs segments corporels** peuvent ainsi, à un moment donné, être utilisés comme un référentiel local stable, comme l'a montré Marsden (1981) avec une tasse de thé. Enfin, Pozzo *et coll.* (1990) postulent, dans certaines circonstances que **le positionnement de la tête** sert à construire un cadre de référence stable à partir duquel l'équilibre dynamique est organisé.

2.2.2.« Capteurs Détecteurs d'Erreur » : les afférences sensorielles

Face à un environnement inconnu, irrégulier, parsemé d'embûches, l'Homo Erectus a évolué pour marcher et courir de façon sûre, sans tomber. Ce contrôle postural s'appuie sur différents sous-systèmes, au premier rang desquels se situent les systèmes sensoriels qui renseignent sur les caractéristiques des stimuli provenant de l'environnement et/ou de l'individu (Rigal, 1995). Fin 19^{ème}, Sherrington a défini 3 classes de récepteurs sensoriels de la sensibilité somatique: les extérocepteurs, les propriocepteurs informant sur la position du corps dans l'espace et des segments corporels les uns par rapport aux autres, et les intérocepteurs, répartis dans les organes et viscères qui réagissent aux modifications internes de l'organisme (pression sanguine, homéostasie). Certaines modalités sensorielles présentent une fonction à la fois extéroceptive et proprioceptive, comme la vision (tension des muscles oculomoteurs, information rétinienne), la peau, l'audition ou l'olfaction (Roll, 1994).

Pour chaque sens, une organisation similaire composée d'opérations successives peut être décrite :

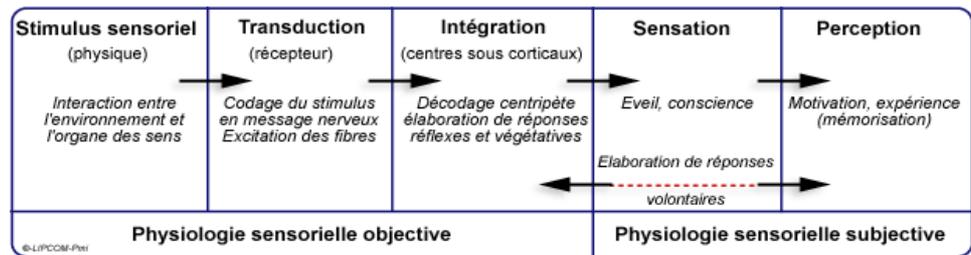
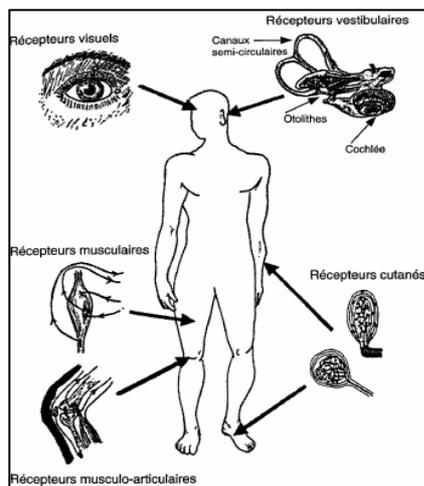


Figure 8 : Physiologie sensorielle

Le contrôle de l'équilibre est une fonction biologique complexe, basée sur les entrées sensorielles véhiculées par trois systèmes majeurs : les systèmes visuels, somatosensoriels et vestibulaires délivrent des informations qui seront prises en compte dans des boucles de rétroaction destinées à corriger les éventuels écarts du corps par rapport à une position de référence (Nashner et McCollum, 1985). En cas de déséquilibre, les systèmes sensoriels agissent comme des signaux détecteurs d'erreur que les centres nerveux sont capables d'interpréter afin de transmettre une commande élaborée vers les effecteurs moteurs (systèmes musculotendineux et ostéoligamentaires, somatiques et oculaires) qui permettront la réalisation d'une réponse motrice, selon une stratégie appropriée. Pour ce faire, le SNC se base sur une intégration rapide, sélective ou additive des informations sensorielles multi-modalitaires (Figure 9).

Les sous-parties suivantes sont consacrées à la description succincte des informations sensorielles fournies par chaque modalité et relatives au mouvement propre, et particulièrement les données susceptibles d'être utilisées lors d'une tâche de re-stabilisation. Nous caractériserons la structure et le fonctionnement de ces systèmes, ainsi que l'effet du vieillissement, pour appréhender notamment leur délai de mise en jeu et leur sensibilité.



En environnement stable, les personnes saines se basent approx. à 70% sur des informations somato-sensorielles, 10% sur la vision et 20% sur des informations vestibulaires. La pondération des sélections sensorielles varie en environnement instable (Horak, 2008). La vision sert à planifier la locomotion, éviter les obstacles ; le système vestibulaire fournit des informations sur les accélérations linéaires et angulaires ; et le système somato-sensoriel détecte la position et la vitesse des segments corporels et leur contact avec l'extérieur (comme le sol). Par exemple, les mécanorécepteurs cutanés sur la plante des pieds servent à maintenir la stabilité en détectant le déplacement, la vitesse et l'accélération de la peau ainsi que les forces de cisaillement. Le système manducateur (récepteurs des dents, somatognathiques, des muscles manducateurs, des articulations temporo-mandibulaires) jouerait également un rôle dans le contrôle postural (Tardieu et al. 2009)

Figure 9 : Multimodalité sensorielle (figure issue de Berthoz, 1997)

La perception visuelle

Il n'y pas de débat sur l'utilité de la vision dans les mécanismes d'apprentissage, le recueil des données, ou encore le guidage de la locomotion dans un environnement peu structuré et peu prédictible : le système visuel permet de détecter les collisions futures éventuelles, les affordances (rampe,...), ou encore le mouvement du corps ou de l'environnement. Il exerce donc un rôle crucial lors d'un contrôle

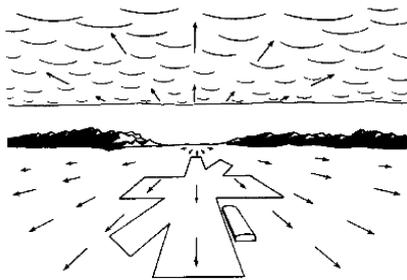
en mode pro-actif car en fournissant une connaissance anticipée de l'environnement, il permet de prédire les situations potentiellement déstabilisatrices (Andersen, 1999 ; Tang et Woollacott, 2004). En condition d'équilibre précaire, la vision fournit des indices stabilisateurs, verticaux ou horizontaux. En revanche, il est plus difficile d'identifier quelles informations visuelles sont spécifiquement utilisées pour guider la réponse à une perturbation imprévisible de la posture debout. *Si les informations visuelles sont importantes, sont-elles pour autant indispensables à la régulation de la posture et de la commande motrice ?* Le fait de pouvoir marcher dans le noir suffit à évoquer le rôle de la mémoire spatiale ainsi que l'existence d'autres modalités sensorielles pouvant intervenir dans le contrôle et le guidage du mouvement.

Description globale des informations visuelles : les premières études psychophysiques montrent que l'analyse visuelle du mouvement consiste en l'extraction de paramètres élémentaires comme la vitesse, l'orientation ou la direction (Lorenceau, 1997). D'autre part, le système visuel se compose de 2 sous-systèmes : la vision fovéale (centrale, faible partie du champ visuel ($\approx 3^\circ$) avec une forte résolution) et la vision périphérique (acuité égale à 15-50% de celle de la fovéa, large champ, faible résolution, forte sensibilité aux mouvements du corps et de l'environnement). L'acheminement des données diffère selon qu'elles prennent leur origine dans la zone périphérique ou centrale (voie ventrale, qui supporte la perception explicite consciente & voie dorsale impliquée dans des processus visuels qui permettent de contrôler les actions motrices ou par exemple l'évitement automatique obstacle par guidage inconscient (Schindler, 2004). Il y a ainsi un double-traitement du signal visuel provenant de la rétine centrale et périphérique : l'apparition d'un stimulus dans le champ visuel périphérique génère un réflexe de fixation visuelle et l'intermédiaire de la fovéa permettra ensuite de l'analyser pour aboutir à l'identification (même partielle) et/ou la reconnaissance de l'information périphérique. Cette détection quasi-immédiate d'un objet dans le champ périphérique a pour but de remplir une fonction d'alerte ou de « pré-vision », élaborer une réponse motrice adaptée, en orientant le positionnement du corps ou en préparant un déplacement. Cela a conduit à envisager la vision périphérique comme plus importante que la vision fovéale car elle apporte des informations sans lesquelles le mouvement des yeux se ferait au hasard, et la connaissance de la situation insuffisante. Les particularités de l'œil humain liées à la non-homogénéité de la sensibilité de la rétine à la lumière permettent de comprendre les différents mouvements typiques oculaires.

Contrôle spatio-temporel du regard : Si le monde environnant est continu au sens où il ne disparaît jamais, les afférences sensorielles ne le sont pas. C'est la raison pour laquelle les observateurs doivent continuellement échantillonner l'environnement grâce à des mouvements successifs des yeux et de la tête (Intraub et coll. 2006). Le regard se déplace à différents endroits du monde visuel 3 fois par seconde, ce qui peut représenter plus de 150000 mouvements dans une journée (Rothkopf, 2004). Selon la tâche à effectuer et le contexte environnemental, l'objectif est de diriger le regard vers des zones maximisant le degré d'informations qui vont être intégrées par le système nerveux, afin de se déplacer en toute sécurité (Marigold, 2007). L'exploration visuelle du monde extérieur fait interagir plusieurs systèmes : le système central travaille en synergie avec les mouvements d'orientation de la tête et les déplacements oculaires permettent d'amener le regard d'un endroit de fixation et donc d'analyse à un autre. Le contrôle du regard est assuré notamment par le biais des saccades, tandis que le système de poursuite permet de maintenir un objet en mouvement sur la fovéa (Argyle et Cook, 1976). La saccade

oculaire est une conséquence de toute stimulation de la rétine périphérique s'il y a une brusque modification dans l'environnement visuel par-exemple. Elles mettent 200 ms à commencer et 100 ms pour être effectuées. Parmi les nombreuses théories expliquant les mécanismes visuels et attentionnels, Rymill *et coll.* (2005) ont également distingué la fonction de "scanning" (balayage continu de l'environnement pour vérifier l'apparition ou non d'un nouvel élément dans la vision périphérique et susceptible d'entrer en collision) et de "monitoring", qui décrit la façon dont les informations telles que la position et la vitesse ont besoin d'être réactualisées régulièrement par l'observateur, afin de maximiser la probabilité de détecter les moindres changements dans les trajectoires attendues ou événement. (Yarbus, 1967) La décision de regarder un objet dépend du temps écoulé depuis le dernier coup d'œil, et du besoin ou non d'une nouvelle prise d'information.

« *Perception active* » (Cutting *et* Vishton, 1997) Le flux visuel ou « déplacement de la scène visuelle sur la rétine » est généré suite au déplacement de l'individu dans l'environnement (sensation égocentrée de déplacement) ou de l'environnement « autour » d'un individu immobile (sensation exocentrée). Lorsque l'observateur est en mouvement, ses déplacements et changements de point de vue contribuent à la qualité de la calibration perceptive, ce qui a conduit Gibson (1979) à dire "We perceive in order to move but we must also move in order to perceive". Lorsque le sujet bouge (ou tombe ?), un flux optique émerge associé aux transformations de l'image rétinienne liées au mouvement (comme la translation de la tête) c'est-à-dire à la distribution spatiale et temporelle des vitesses apparentes. Deux informations pertinentes vont pouvoir être extraites à partir de la mesure des vitesses de défilement sur la rétine d'objets présents dans l'environnement visuel d'un observateur: la parallaxe du mouvement et le temps restant avant le contact (Koenderink, 1990). Ainsi, le flux optique généré à partir d'une translation pure de l'observateur permet de remonter à l'information de distance séparant les objets de l'observateur. Une vitesse lente permet une prise d'informations détaillée tandis qu'à vitesse élevée, le flux optique est plus important. On perçoit mieux le mouvement mais moins les objets, ce qui se traduit par l'évitement d'un obstacle avant d'en analyser sa nature (Wilkie *et* Wann, 2006). Cependant, même en translation pure, la rétine étant fixée sur une série de supports mobiles (dont l'oeil et la tête) qui tournent les uns par rapport aux autres, le flux optique résultant est rarement purement expansif. Ceci amène à distinguer le flux optique qui ne dépend que des mouvements de translation du sujet, du flux rétinien qui dépend de la translation du sujet et des mouvements relatifs de rotation des segments du corps (Van den Berg, 2000 ; Warren, 1990).



C'est Gibson (1966) qui le premier observe que le champ de mouvement visuel contient des informations pertinentes pour servir la locomotion : l'ensemble des lignes reliant un objet dans l'environnement à un point de référence (fovéa de l'observateur) subit un mouvement d'expansion lorsque ce dernier se déplace vers l'avant. Seule la ligne qui coïncide avec la direction de mouvement reste inchangée. L'ensemble des vecteurs associés à chaque direction –qui décrivent le mouvement– est appelé flux optique, et son centre invariant le foyer d'expansion.

Figure 10 : Flux optique pour un observateur en translation

En plus des informations portées par le flux visuel permettant de connaître la vitesse, la direction ou l'orientation du corps, l'observateur dispose d'autres sources informatives sur son mouvement qui contribuent à différents niveaux au traitement 3D des informations visuelles. Les informations extrarétiniennes disponibles sont relatives aux feedbacks du système vestibulaire, des récepteurs cutanés, des muscles ou des articulations. Cependant, [Wilkie et Wann \(2006\)](#) ont testé l'importance relative de ces sources et leurs résultats montrent que l'information vestibulaire ou la proprioception provenant des muscles du cou est insuffisante pour une perception précise de la direction du corps. Seules la combinaison de ces sources et l'accès au flux rétinien permettent d'en juger ([Tresilian, 1991](#)).

Délai de mise en jeu et sensibilité au déplacement: Les afférences visuelles ne contribuent à moduler les réponses à la déstabilisation qu'au-delà de 100 millisecondes. Le seuil visuel est plus élevé à vitesse de déplacement basse, identique à vitesse de déplacement élevée ([Thoumie, 2003](#))

Contribution de la vision au contrôle postural : Le délai de mise en jeu du système visuel interroge sur la précocité de son implication et par suite, le rôle qu'il peut jouer dans une situation d'urgence telle que la chute. Du fait de sa lenteur de (mise en jeu/traitement), il n'affecterait pas la réponse posturale lors d'une perte soudaine et imprévue de l'équilibre. Les études présentent au demeurant des résultats controversés quant à l'effet d'une réduction des informations visuelles sur la stabilité posturale chez des adultes en bonne santé. Plusieurs moyens existent pour mettre en évidence la contribution des systèmes visuels au contrôle de la posture : la déprivation de cette entrée sensorielle permet d'admettre qu'en position statique debout, la vision réduit les oscillations du corps (cf. [Figure 6](#)) ; un résultat confirmé par [Maki et coll. \(1994\)](#) qui ont montré qu'une déprivation visuelle augmentait les oscillations antéropostérieures chez les personnes âgées saines et médio-latérales chez les personnes âgées chuteuses. D'ailleurs, la vision périphérique servirait à mieux contrôler les oscillations antéropostérieures quand la vision centrale sert à contrôler les oscillations sur tous les plans. Il est aussi possible de falsifier l'entrée visuelle en manipulant la perception du mouvement en utilisant par exemple des scènes visuelles mobiles ([Lee et Aronson, 1974](#)) ou une lumière stroboscopique ([Amblard et Crémieux, 1976](#)). Les études utilisant le paradigme de la "moving room" montrent ainsi une sensibilité exacerbée au mouvement visuel chez les personnes âgées, en particulier lorsqu'elles souffrent d'une perte somatosensorielle ([Lord et Ward, 1994](#)). Concernant la vision centrale, le moyen le plus répandu pour étudier sa contribution au contrôle de la posture consiste à réduire le champ visuel du sujet par l'intermédiaire de lunettes à opacité variable ([Nougier et coll. 1998](#)). Même si ces deux systèmes sont complémentaires, les résultats témoignent dans l'ensemble d'un rôle prépondérant de la vision périphérique, mais cela dépend de la structure du champ visuel, de la sensibilité aux contrastes, etc. ([Paulus, 1984](#)).

Vieillesse de la perception visuelle : De multiples travaux ont montré un déclin progressif de la vision avec l'âge ([Lord, 2001](#) ; [West, 2002](#)). Le vieillissement impacte à la fois la vision fovéale et périphérique : diminution de l'acuité visuelle (notamment de loin), de la sensibilité aux contrastes, de la perception de la profondeur, de la distinction des couleurs ou encore perte de champ visuel utile sont autant de déficiences impliquées dans le mécanisme de la chute de la personne âgée (cf. étude de [Cumming et coll. 1998](#)) sur 3299 personnes de plus de 49 ans vivant à domicile). La sensibilité du système optique accessoire est également affectée: la détection du mouvement décline, que celui-ci

concerne un objet dans l'environnement ou le mouvement propre (Paige, 1994 ; Tran *et coll.* 1998 ; Kato *et coll.* 1994).

L'appareil vestibulaire, un capteur de mouvement 3D

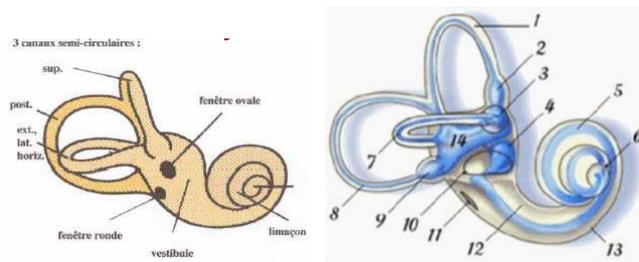
« Ces organes doivent être impliqués dans le maintien de l'équilibre chez une population normale » Prosper Ménière, 1861

L'oreille interne des mammifères est composée de deux organes : la cochlée, responsable de la captation des sons et le vestibule, qui détecte par le biais de mécanorécepteurs spécifiques les accélérations linéaires et angulaires, provenant soit de déplacements de la tête, d'effets de l'inertie ou de vibrations du sol (Figure 11)

Histoire : La difficulté d'appréhender le sens vestibulaire est bien illustrée par son histoire (Guerrier *et Mounier-Kuhn* 1980). En découvrant le labyrinthe, Empédocle (- 535-475) le considère comme un organe de l'audition, affirmant que le son est capté par cet organe puis régularisé le long des canaux. Fallope donne au 16^{ème} siècle la première description anatomique de l'oreille interne, en distinguant ses deux cavités (labyrinthe et limaçon). Fin 18^{ème}, Scarpa fût le premier à décrire l'anatomie des canaux semi circulaires. Ce n'est que bien plus tard qu'une première hypothèse sur la fonction vestibulaire fut avancée, par PJM Flourens, en 1824, qui observa un pigeon qui tournait en rond. Simultanément, Purkinje examinant des patients souffrant de vertige décrivit ce qui s'appellera le nystagmus oculaire. Vingt ans plus tard, le labyrinthe fait son entrée en clinique, avec le syndrome vertigineux associé grâce à Ménière puis Goltz (1870) à un fonctionnement anormal des canaux semi-circulaires L'étude du système vestibulaire a progressé au long du 19^{ème} siècle et se poursuit encore aujourd'hui.

Anatomie et Structure de l'oreille interne : Le labyrinthe est l'élément périphérique principal du système vestibulaire, qui contient un ensemble complexe de canaux interconnectés. Il est formé d'une partie osseuse (capsule protectrice) creusée dans la partie pétreuse de l'os temporal (le rocher) et d'une partie membraneuse. Le labyrinthe osseux contient deux cavités : le vestibule, dans sa partie postérieure et les canaux semi-circulaires disposés dans les trois plans de l'espace. Le labyrinthe membraneux est situé à l'intérieur des cavités qui le forment. Il se compose de différents sacs ou compartiments communicants, remplis d'endolymphe : le canal et sac endolymphatique, qui pourvoit l'ensemble du labyrinthe en endolymphe, les organes otolithiques ou maculaires (sacculle et utricule) logés dans le vestibule et trois canaux semi circulaires qui débouchent au niveau du vestibule par des renflements appelés ampoules, qui contiennent les récepteurs sensoriels de l'équilibre.





Vue externe schématique du labyrinthe contenant de l'endolymphe (en bleu, zones sensibles). Les espaces compris entre le LO (à gauche) et le LM (à droite) contiennent la périlymphe.

1. Canal antérieur 2. Ampoule du canal antérieur 3. Ampoule du canal horizontal 4. Saccule 5. Canal cochléaire 6. Hélicotrema 7. Canal horizontal 8. Canal postérieur 9. Ampoule du canal postérieur 10. Fenêtre ovale 11. Fenêtre ronde 12. Rampe vestibulaire 13. Rampe tympanique 14. Utricule

Figure 11 : Anatomie & structure de l'oreille interne, le système vestibulaire.

Informations vestibulaires et seuils perceptifs Les afférences vestibulaires informent le SNC sur la position et les mouvements de la tête dans l'espace. Les organes otolithiques codent en permanence l'accélération de la gravité (activation tonique) et perçoivent les accélérations linéaires subies ou déclenchées par les mouvements du sujet (renseignant principalement le système lors de mouvements de translation de la tête) ainsi que les changements d'accélération (Benson, 1990) dans les trois plans de l'espace (activation phasique). Le seuil de sensibilité otolithique mesuré chez l'homme (Meiry, 1966 ; Melvill-Jones *et* Young, 1978) est environ de $0,05 \text{ m/s}^2$. Young (1984) précise que les otolithes fonctionnent comme un inclinomètre permettant de calculer l'angle et l'orientation de la tête avec le vecteur gravitaire et codent une inclinaison de la tête en roulis ou en tangage à partir de $1,5^\circ$. Les crêtes ampullaires des canaux sont adaptées pour détecter les mouvements de rotation de la tête. Elles sont sensibles aux messages liés à l'accélération angulaire aux basses fréquences (moins de $0,025 \text{ Hz}$), à la vitesse aux fréquences moyennes et à la position aux fréquences élevées.

Contribution des informations vestibulaires au contrôle de la posture : Dans le contrôle postural, elle est estimée à moins de 5% selon Simoneau *et coll.* (1999) (22% selon Lord *et coll.* 1991). La première remarque, issue des travaux de Fitzpatrick *et* McCloskey (1994) consiste à rappeler que les seuils de sensibilité des CSC sont supérieurs aux accélérations des oscillations posturales classiquement observées en posture statique debout non perturbée ; ce qui suggère que le système canalaire intervient peu ou pas du tout en condition quasi-statique sauf si les autres systèmes sont altérés ou si le support est interprété comme instable. D'autres diront cependant qu'en absence de mouvement, le système vestibulaire est une source d'informations importante puisqu'il renseigne sur l'accélération verticale gravitationnelle. De fait, la particularité des indices vestibulaires est qu'ils ne peuvent être interrompus comme le signal visuel. A cet égard, il jouerait un rôle majeur dans le contrôle moteur puisque l'on sait que le SNC tient compte de la gravité dans ses productions motrices (aussi bien pour la main (Papaxanthis 1998, 2005 ; McIntyre 1998, 2001 ; Zago, 2008) que les jambes (Courtine, 2002). D'après Mergner *et* Rosemeier (1998), le SNC compare le contrôle "bottom-up" du système proprioceptif muscles-tendons-articulations et du système extéroceptif tactile plantaire avec le contrôle "top-down" du système proprioceptif vestibulaire. Si cette confrontation indique que le support est stable (dans ce cas, il y a redondance des informations), ce seront les informations musculaires, tendineuses, articulaires et cutanées plantaires qui seront privilégiées. Sinon, c'est la modalité vestibulaire qui sera favorisée.

Pour quantifier la contribution des informations vestibulaires à l'ajustement de la posture, il est possible de l'atténuer. Le modèle pathologique (exemple des patients vestibulo-lésés) est riche d'enseignements sur les mécanismes fondamentaux dans le contrôle de la posture. Des méthodes expérimentales

consisteront à perturber le vestibule et brouiller les entrées vestibulaires par stimulation galvanique au niveau des mastoïdes (Pavlik *et coll.* 1999), par stimulation calorique (Fitzpatrick *et Day*, 2004 ; Wardman *et coll.* 2003 ; Cathers *et coll.* 2005) ou par microgravité (Baroni *et coll.* 1999) entraînant une correction du placement corporel et une dégradation de la stabilité posturale des sujets sains manipulés. Des altérations posturales sont particulièrement observées quand les informations visuelles et/ou somesthésiques sont réduites ou perturbées (neuropathie, mousse, etc.), confirmant les résultats de l'étude de Nashner (1982). Mbongo *et coll.* (2005) ont indiqué que les patients vestibulolésés unilatéralement sont plus instables dans le plan médiolatéral que dans le plan antéro-postérieur. Par ailleurs, il semblerait que la modalité vestibulaire intervienne surtout sur l'orientation du tronc dans l'espace plutôt que dans le contrôle général de la posture (Horak *et Hlavacka*, 2001). Horak *et coll.* (1990) notent qu'une altération vestibulaire engendre une incapacité à utiliser la stratégie de hanche. Sur la seule base des informations somatosensorielles, le sujet est déstabilisé lorsqu'il tourne la tête, probablement car il est incapable de distinguer le mouvement du tronc du mouvement de la tête. Ainsi, les individus ayant une perte vestibulaire présentent une activation anormale des muscles du cou lors des mouvements quotidiens et adoptent une stratégie de type "fixation de la tête sur le tronc" pour les bouger d'une seule unité, avec une hypermétrie résiduelle et une raideur cervicale d'autant plus marquée lors d'une tâche difficile. Il existe une inter-dépendance des informations issues de différents systèmes sensoriels.

Vieillesse des afférences vestibulaires : Le vieillissement affecte l'appareil vestibulaire périphérique, le nerf et les noyaux vestibulaires. Il y a une réduction d'environ 40% des cellules ciliées au niveau des crêtes ampullaires et de la macula (Johnsson *et Hawkins*, 1972 ; Rosenhall *et Rubin*, 1975) ainsi qu'une réduction de 37% des fibres myélinisées du nerf vestibulaire (Bergstrom, 1973). Il en résulte que la stabilisation du regard décline en efficacité avec l'âge (Enrietto *et coll.* 1999, Ura *et coll.* 1991), spécialement pour les hautes fréquences de stimulation (Hirvonen *et coll.* 1997) et lors d'interactions visuo-vestibulaires complexes (Demer, 1994 ; Paige, 1994 ; Dizio *et Lackner*, 1990).

Le système somato-sensoriel

La somesthésie désigne étymologiquement les sensations (aïsthésis) du corps (sôma) c'est-à-dire l'ensemble des perceptions conscientes éveillées par la stimulation des tissus (cutanés, musculaires, tendineux ou articulaires) ainsi que les sensations thermiques et nociceptives. Ces perceptions peuvent être classées en deux modalités particulièrement impliquées dans le contrôle postural: la proprioception issue de l'appareil musculo-ostéo-tendineux et la sensibilité tactile. Des récepteurs variés rendent compte de l'état et des changements de longueur des muscles (Agache, 2001), et en complémentarité, les propriocepteurs (Roll, 1994) informent les centres nerveux supérieurs de la position du corps et des membres dans l'espace (statesthésie), de la position et du mouvement relatifs des segments corporels les uns par rapport aux autres (Moberg, 1983) et de la force (Johansson *et Westling*, 1984)

La proprioception suscite de nombreuses études depuis quelques années. Les informations impliquées dans la sensibilité proprioceptive sont issues de différents capteurs périphériques comme les fuseaux neuro-musculaires, les organes tendineux de Golgi (OTG) et les récepteurs articulaires (pour revue, voir Riemann *et Lephart*, 2002). Dans la partie charnue du muscle strié siègent des organes sensoriels, les fuseaux neuromusculaires (FNM). Ils sont constitués d'une enveloppe de tissu conjonctif qui

contient des fibres musculaires intra-fusales innervées par deux types de fibres afférentes sensibles : les terminaisons primaires (fibres Ia), sensibles à la longueur instantanée du fuseau et donc du muscle (codage statique) mais aussi à la vitesse d'allongement (codage dynamique) lorsqu'il y a des variations de longueurs ; et les fibres II ou terminaisons secondaires uniquement sensibles à l'état de longueur du muscle (Orsal *et* Richard, 2002). Les récepteurs fusoriaux renseignent donc sur l'étirement du muscle au moyen de fibres dynamiques qui signalent les variations de longueur et de fibres statiques qui déchargent pendant toute la durée de l'étirement. Ils sont à l'origine du réflexe myotatique dont le rôle est déterminant dans le tonus postural. Les organes tendineux de Golgi (OTG) situés aux jonctions myotendineuses informent sur la tension et la raideur musculaire. Ils sont sensibles aux variations de la force contractile du muscle à la traction exercée sur le tendon par le muscle qui se contracte ou est étiré. La conduction de l'information se fait par l'intermédiaire des fibres Ib. En somme, le muscle est à la fois un organe moteur et sensitif : ce sont « les acteurs et les spectateurs de notre corps (...) L'ensemble des muscles sollicités, notamment étirés, au-cours d'une action particulière, génère une signature sensorielle proprioceptive qui est unique pour un acte donné et parfaitement reproductible lorsque la même action se répète » (Roll, 2003). Ces « codes-barre » sensoriels marquant chacune de nos productions motrices sont acheminés vers le SNC par les grandes voies de la sensibilité et distribués dans diverses structures sous-corticales et corticales. Leur traitement central est à la base de nos sensations de mouvement : les « kinesthèses ».

Les **récepteurs articulaires** sont phasico-toniques, c'est-à-dire qu'ils renseignent aussi bien sur les mouvements articulaires et leur direction que sur la position de l'articulation (angle) et le degré de déformation causée par la pression (Fox *et* Mathew, 1984 ; Gandevia *et coll.* 2002 ; Proske, 2006). Ils sont composés des récepteurs de Golgi situés dans le tissu ligamentaire, et en majorité des mécanorécepteurs situés au-sein des capsules articulaires : les corpuscules de Ruffini. Ceux-ci déchargent pour un angle précis d'activation proche des positions extrêmes du membre (flexion ou extension), et d'autant plus actif que la vitesse de rotation de l'articulation est importante. Les propriocepteurs articulaires du rachis cervical (C1 à C4) sont particulièrement importants dans la mise en jeu des réflexes régulant la motilité conjuguée yeux-tête-cou et le tonus musculaire du tronc et des membres lors des changements d'inclinaison du corps. Les différents récepteurs du canal sensoriel somesthésique myoarticulaire fournissent des informations qui peuvent être orientées à tous les étages du SNC : connexion synaptique au niveau de la moelle épinière avec des neurones qui peuvent conduire les influx nerveux au cervelet, au thalamus, et au cortex sensitif (Åstrand *et coll.* 1994). Il prend donc en compte l'ensemble des informations de cette « chaîne proprioceptive » (Roll, 1994) qui s'étend de la tête aux pieds et qui regroupe les sensibilités provenant des tendons, des muscles, articulations et pour certains, de l'appareil vestibulaire.

Les **récepteurs tactiles** sont rattachés au sens du toucher, et sont spécifiques à des stimuli tels que les pressions, les vibrations exercées sur la peau, etc. Cette sensibilité à différents types d'excitations repose sur des structures sensorielles réceptrices localisées dans les différentes couches de la peau et leur densité varie selon l'endroit du corps considéré. Ces récepteurs portent le nom de ceux qui les ont découverts puis décrits, dès la fin 19^{ème} : les mécanorécepteurs à adaptation lente, qui déchargent pendant toute la durée de l'application du stimulus sensibles aux variations de pression exercée sur la

peau (corpuscules de Ruffini et disques de Merkel) sont à distinguer des récepteurs à adaptation rapide qui déchargent lorsque le stimulus est appliqué ou enlevé contrairement (corpuscules de Meissner et de Pacini) sensibles respectivement aux variations de vitesse (du stimulus tactile) et aux vibrations. En contrôle postural, il est souvent question des informations cutanées de la sole plantaire mais celles issues du reste du corps restent aussi importantes (Simoneau *et coll.* 1997; Vaillant *et coll.* 2008; Menz *et coll.* 2006 ; pour revue, voir Albertsen *et* Temprado, 2004)

Mécanorécepteurs plantaires : fonctions générales et informations Du fait de son rôle d'interface homme/planète ou corps/environnement (Roll *et coll.* 2002), le pied est considéré comme un organe sensoriel "primaire" de l'équilibration. A lui seul, il abrite 80% des récepteurs de tout le membre inférieur ! Il a une représentation importante sur le cortex somesthésique primaire, et sa proprioception est 4 fois plus élevée que celle de la jambe (Gurfinkel *et coll.* 1994, 2004). Le pied est donc un pourvoyeur d'informations somesthésiques aussi indispensables que variées: mécanique, thermique, chimique, métabolique ou douloureuses, situées dans les structures cutanées, musculosquelettique, tendineuses ou capsulo-ligamentaires, et qui vont permettre de gérer la station érigée verticale, orthostatique propre à l'homme. De récentes études ont apporté des précisions sur l'organisation topographique de la peau glabre de la plante des pieds: elle diffère de la peau pileuse des jambes et des bras et de la peau glabre des mains, ce qui paraît normal au regard du rôle joué dans l'équilibre statique et le contrôle du mouvement. Kennedy *et Inglis* (2002) ont identifié par microneurographie 104 mécanorécepteurs cutanés renfermés dans l'épaisseur de la peau glabre du pied dont une large proportion à adaptation rapide. Ils ont aussi observé que de larges champs récepteurs sont situés dans la région métatarso-phalangienne (*cf.* Figure 12). Si leur existence est désormais prouvée, le type d'énergie et le rôle spécifique qu'ils jouent restent à investiguer.

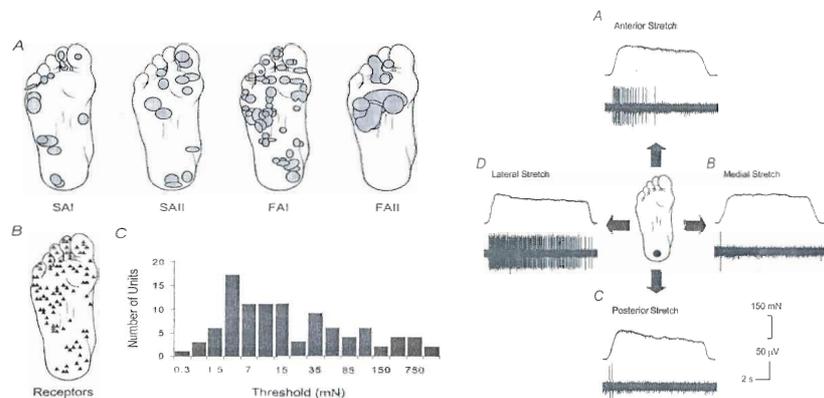


Figure 12 : Récepteurs tactiles
à gauche, les mécanorécepteurs de la peau glabre des pieds; à droite, la sensibilité directionnelle des mécanorécepteurs plantaires enregistrée par microneurographie (issu de Kennedy *et Inglis*, 2002)

Les récepteurs cutanés plantaires ont d'abord une fonction extéroceptive, car ils permettent de décoder des informations relatives à l'extérieur comme la nature ou l'état du support (Roll *et coll.* 2002 ; Maurer *et coll.* 2001). Les caractéristiques de la surface (texture, qualité du support, répartition des pressions, vibration, dureté de la surface en statique vs. surfaces molles,) ont une influence sur le contrôle de l'équilibre car en modifiant la réponse des mécanorécepteurs plantaires (Wu *et* Chiang, 1996), par rétroaction sensorielle, le niveau d'activation musculaire approprié et la réponse posturale sont

également influencés (Meyer et Oddsson, 2003). En 1877, Viervordt écrit : « *Debout, les différentes parties de la sole plantaire sont comprimées différemment par suite de variations locales de charges* ». Depuis, on sait effectivement que le rôle fonctionnel des mécanorécepteurs cutanés serait de coder les pressions statiques, aussi bien que les changements de pressions (dynamiques) (Ribot-Ciscar *et coll.* 1989 ; Vendel *et coll.* 1982) La plante des pieds est considérée comme une véritable « carte dynamométrique » pour le contrôle de la posture bipédique des sujets (Kavounoudias *et coll.* 1998). La sensibilité des récepteurs tactiles plantaires a été investiguée par d'autres auteurs comme Roland-Gosselin et ses collaborateurs (2003). À l'aide d'un vibromètre (sensibilité aux vibrations de 30 et 256 Hz), d'un pied à coulisse (sensibilité discriminatoire entre 2 points) et de monofilaments (seuil de détection de la pression), ces auteurs ont révélé une grande sensibilité de la voûte plantaire à la pression. La discrimination de deux points est nettement inférieure à celle des doigts et de la main. Additionné à la vibration, les récepteurs tactiles plantaires de type FAI et FAII (corpuscules de Meissner et de Pacini) répondent à la compression et ceux de type SAII (corpuscules de Ruffini) à l'étirement de la peau (Villeneuve et Weber, 2003). La sensibilité directionnelle tactile dépend quant à elle de l'information spatiotemporelle et de la friction induisant un changement de l'étirement de la peau.

Contribution de la proprioception et des informations tactiles plantaires au contrôle postural :

Les afférences somatosensorielles sont estimées comme étant les plus importantes pour la régulation posturale. En effet, la proprioception touchée par le vieillissement serait en grande partie responsable des chutes dont les personnes âgées sont victimes. De plus, les caractéristiques des réponses posturales automatiques (*timing*, direction) sont majoritairement dépendantes des informations somatosensorielles. Ces fibres afférentes de gros diamètre peuvent véhiculer rapidement l'information (40-60 m/s) ; leur rôle serait donc critique pour la posture debout. D'ailleurs, quand elles sont endommagées -comme en présence d'une neuropathie périphérique, les réponses posturales au mouvement de la surface de support sont différées, retardant la réponse en force sur le sol. Le CM bouge alors plus vite et plus loin et revient en position initiale plus lentement.

> L'étude spécifique de la contribution proprioceptive au contrôle postural peut être menée en étudiant l'effet d'une pathologie sur l'activité posturocinétique, comme chez les patients souffrant de neuropathie sensorielle ou à l'aide d'une manipulation expérimentale par le biais d'une vibration musculaire mécanique qui induit, selon l'intensité et la fréquence, une modification des informations issues des fibres Ia, interprétée par le SNC comme un allongement musculaire. Selon la localisation du muscle stimulé, le résultat sur la posture est différent : l'application de vibrations aux muscles des membres pelviens provoque des réactions correctives de l'ensemble du corps dans un sens opposé au mouvement perçu alors qu'au-dessus du bassin, la réaction se fait dans le même sens que le mouvement perçu (Kavounoudias *et coll.* 1999 ; Ledin *et coll.* 2003). Pour Lekhel *et coll.* (1997) ou Ivanenko *et coll.* (1999), ce phénomène est lié à l'interaction forte existant entre les informations vestibulaires et proprioceptives cervicales lors du traitement de l'information par le SNC dûe à la nécessité de connaître les positions relatives de la tête et du tronc pour utiliser efficacement les informations vestibulaires. Pour d'autres (Kavounoudias, 1999 ; Bloem *et coll.* 2002), l'explication est à trouver dans le rôle fonctionnel attribué aux messages proprioceptifs provenant de segments corporels différents. Kavounoudias *et coll.* attribuent une fonction de « régulation » aux messages proprioceptifs

provenant de la partie inférieure du corps (i.e. opposition à la déstabilisation) et plutôt une fonction d'« orientation » du corps aux informations émanant de la région cervicale.

> La mise en évidence du rôle et de l'importance des informations tactiles (notamment cutanées plantaires) dans le contrôle de la posture bipédique est possible grâce à plusieurs méthodes telles que les protocoles d'anesthésie : élimination transitoire des informations par ischémie (Diener *et coll.* 1984 ; Thoumie *et Do*, 1996), hypothermie (McKeon *et Hertel*, 2007) ou anesthésie (Meyer *et coll.* 2004 ; Do *et coll.* 1990). Ces manipulations s'accompagnent d'un accroissement significatif de l'instabilité posturale, également obtenu lorsque l'on modifie la surface d'appui en diminuant la saillance de l'information tactile (par-exemple en introduisant une ambiguïté avec de la mousse,...) Par exemple, Do *et coll.* (1990) ont montré le rôle spécifique joué par les informations issues des mécanorécepteurs cutanés de la sole plantaire, estimant qu'elles renseignent le SNC sur les limites de stabilité de la base de sustentation et de l'état du contact pied/sol. Les sujets changeaient en effet totalement leurs stratégies de réponses (pas multiples). A l'inverse, via une stimulation mécanique des récepteurs (vibration, semelles à picots, techniques kinésithérapiques), le contrôle de la posture se trouve amélioré (Priplata *et coll.* 2003, 2006 ; Palluel *et coll.* 2008 ; Vaillant *et coll.* 2008, Bernard-Demanze *et coll.* 2004, 2009). Ainsi, en modulant les informations issues de la sole plantaire, il est possible d'induire des modifications musculaires et posturales et initier des réflexes. Ces résultats montrent que les récepteurs plantaires sont une composante importante du mécanisme de contrôle de l'équilibre.

Vieillesse des informations proprioceptives et cutanées: La qualité et la quantité des informations fournies diminuent significativement avec le vieillissement (Teasdale *et coll.* 1991 ; Simoneau *et coll.* 1999). Au-niveau somesthésique, le vieillissement du système nerveux périphérique engendre, malgré l'absence de neuropathie caractérisée, une diminution de la sensibilité à la vibration au niveau du pied (Dorfman *et Bosley* 1979, Mac Lennan *et coll.* 1980) et de la sensibilité discriminative c'est à dire la capacité à détecter correctement l'angulation de la cheville (Kokmen *et coll.* 1978, Skinner *et coll.* 1984, Stelmach *et Worringham* 1985). Une telle perte au niveau des pieds pourrait nuire à la perception d'un état de déséquilibre. Les explorations neurophysiologiques montrent que la baisse de la sensibilité proprioceptive musculaire, tendineuse et articulaire observée avec l'âge est avant tout liée au vieillissement des nerfs périphériques (Thoumie, 1999). Elle se caractérise par une diminution de la vitesse de conduction nerveuse et une diminution des réflexes ostéo-tendineux. Par exemple, le réflexe achilléen est absent chez un tiers des sujets de 70 ans. La perte de sensibilité engendre une altération de l'interface homme-surface de support et de la perception de son propre corps dans l'espace. Dans ce contexte, les personnes âgées adoptent plus fréquemment une stratégie de hanche en réponse à une dégradation des afférences périphériques.

Les commandes neuronales générées au niveau du SNC sont ensuite transmises à la périphérie (système effecteur musculo-squelettique) et implémentées pour produire un mouvement et stabiliser le corps.

Intégration multisensorielle

Le SNC requiert une représentation interne cohérente du corps et de son interaction avec l'environnement pour planifier et exécuter des comportements moteurs, d'autant plus que la mécanique du corps est complexe. Nous avons vu que le cerveau utilise par exemple une représentation interne de

la verticalité dans l'organisation d'une posture érigée, qui se traduit par des commandes motrices dédiées à l'alignement de l'axe corporel sur l'axe gravitaire (Perennou, 2008). Pour cela, une seule modalité sensorielle n'est pas fiable car l'information qu'elle fournit sur le mouvement et l'orientation du corps dans l'espace peut être ambiguë. Les informations provenant de modalités sensorielles variées sont donc intégrées par des mécanismes qui ne se réduisent pas à privilégier un type d'afférence ou à faire la somme de toutes les entrées disponibles : ils reposent au contraire sur une modulation permanente et continue du poids sensoriel de chaque information car l'influence de chaque modalité sur le contrôle postural varie selon la tâche, le contexte environnemental, les conditions biomécaniques et les stratégies adoptées par chaque individu pour s'adapter à toutes ces contraintes (Kavounoudias, 1999). Par exemple, la pondération des systèmes sensoriels pour assurer la stabilité varie selon la nature du sol: la vision stéréoscopique (capacité à détecter un objet en dehors de son focus visuel) est un facteur de prédiction des oscillations posturales lorsque la personne se trouve sur une surface molle. À l'opposé, les oscillations sur un sol dur sont associées à la proprioception (Lord *et coll.* 1999). L'altération d'une, voire plusieurs, entrées sensorielles n'entraîne pas forcément une dégradation du contrôle postural car il existe une complémentarité et une compensation ou substitution sensorielle intermodale. D'autres situations comme le conflit sensoriel, l'ajout de nouvelles informations, la réintégration ou la suppression partielle ou totale d'une/plusieurs modalités montrent néanmoins que cette compensation a ses limites. Ainsi, les personnes âgées sont très affectées par la suppression, la réduction de certains canaux sensoriels (Simoneau *et coll.* 1992 ; Teasdale *et* Simoneau, 2001 ; Teasdale *et coll.* 1991 ; Woollacott, 1993) ou par l'apparition d'un conflit sensoriel entre au moins deux canaux sensoriels (Horak *et* Hlavacka, 2001 ; Matheson *et coll.* 1999 ; Sundermier *et coll.* 1996 ; Woollacott *et coll.* 1986). En modifiant les messages visuel et proprioceptif afférents, Hay *et coll.* (1996) ont montré que sans la vision, les personnes âgées sont moins stables que les jeunes adultes, ce qui démontre qu'elles seraient plus « visuo-dépendants » (ou que les sens restants sont peu fiables). Les vibrations des muscles antagonistes de la cheville perturbaient les deux catégories d'âge de manière importante. D'autre part, l'alternance de périodes avec et sans une modalité sensorielle montre que les personnes âgées ont des difficultés à reconfigurer rapidement le «*postural set*» et tirer parti de la redondance sensorielle. Missaoui *et* Thoumie (2013) ont montré l'intérêt d'un entraînement multisensoriel chez des patients présentant une neuropathie ataxique sensorielle au niveau de l'équilibre postural.

En résumé, le SNC se base sur l'interprétation et l'intégration de ces afférences sensorielles convergentes, procédant parfois à leur repondération selon le but assigné au mouvement et le contexte. Ces mécanismes neuronaux concourent à la construction d'un modèle interne, utilisé pour le contrôle moteur en codant les lois physiques (estimation de la gravité, etc.) (Angelaki *et coll.* 2004 ; Snyder, 1999).

2.2.3. Schéma corporel et Modèle interne

Le maintien de l'équilibre nécessite de la part des centres l'élaboration d'un modèle interne de configuration du corps et de son orientation dans l'espace (appelé aussi « schéma corporel » (Head, 1920) ou « modèle postural de soi » (Gurfinkel, 1994)). Cette représentation du corps serait stable, pour partie déterminée génétiquement et pour partie acquise par apprentissage, construite sur la base des expériences motrices actives (Clément 1984), et détermine les relations qu'entretiennent le corps et l'espace. Selon Massion (1992), c'est elle qui permet la flexibilité du contrôle postural et finalement, pour une tâche définie et dans un contexte donné, au mouvement d'atteindre son but de façon

coordonnée. Ce n'est pas simplement une « carte sensorielle » telle qu'on en trouve pour le toucher et l'audition dans le cortex sensoriel primaire; mais des modèles internes incorporés de l'environnement externe et la position du corps et son mouvement au-sein de cet environnement. Cette représentation doit être adaptative pour s'accommoder aux changements associés au développement, au vieillissement, à la blessure ou à la pathologie. Elle permet de générer des réactions posturales compensatoires et anticipées appropriées. L'organisation posturale décrite par Sherrington reposait sur la notion de modèle génétique où seuls des mécanismes neurophysiologiques de type réflexe sous-tendaient les régulations posturales (Belenkii *et coll.* 1967 ; Sherrington, 1906). Ce modèle ne permettait pas d'expliquer la flexibilité des réponses posturales ainsi que l'existence des ajustements posturaux anticipés.

En condition quasi-statique, les oscillations posturales, conséquence de l'instabilité globale du système, sont interprétées par le modèle interne comme des erreurs ou écarts par rapport à une position de référence. Ce modèle interne se fonde sur les informations apportées par les différentes modalités sensorielles et se réactualise en permanence selon ces informations, dont il organise les interactions, en fonctionnant à la manière d'un intégrateur. Cette « coopération modalitaire » nécessite de la part du système l'existence et l'utilisation de référentiels ou cadres de références, permettant la perception et le contrôle du mouvement. Alors que le cortex pariétal intervient dans la construction de la représentation du corps, le cervelet semble être une structure fortement impliquée dans la détection de ces erreurs et dans leur correction. Certains suggèrent, à l'image de Riley *et coll.* (1997) que les oscillations posturales sont un moyen d'exploration de l'espace postural : cela permettrait au système nerveux central de tester les conséquences sensorielles des mouvements posturaux et d'établir ainsi les limites de stabilité du corps, c'est-à-dire de définir un cadre de référence pour organiser le contrôle postural.

2.2.4. Intégration et contrôle centraux

Après les travaux de Magnus en 1926, auteur de la célèbre « *The whole righting apparatus is arranged sub-cortically in the brainstem, and in this way made independant of direct voluntary influences* », qui observa la persistance de réflexes pour corriger et maintenir une posture malgré la suppression des inputs corticaux afférents vers des centres plus bas, il a été admis que les réponses posturales (RP) étaient régulées à un niveau sous-cortical. Ce postulat se voyait conforter par le fait qu'elles semblaient déclenchées automatiquement sans intention volontaire, initiées plus rapidement et avec moins de variabilité que les mouvements volontaires (Diener *et coll.* 1984, 1992 ; Horak *et coll.* 1996). Le contrôle postural était donc considéré comme une somme de réflexes statiques, ce qui aurait, si c'était le cas, facilité à la fois la détection des personnes à risque de chute et leur prise en charge. En fait, on sait désormais que c'est une tâche complexe, basée sur l'interaction dynamique de processus sensorimoteurs complexes (Horak *et Macpherson*, 1996). La redondance dans le système musculo-squelettique multi-articulé rend les relations entre les changements articulaires et les patterns d'activation musculaires très variables. Ces réponses ne peuvent être expliquées par de simples boucles réflexes intervenant à chacun des niveaux articulaires. De plus, si les réponses compensatoires décrites précédemment interviennent plus rapidement que les mouvements volontaires les plus rapides, leurs temps de latence est plus long que les réflexes d'étirement spinaux (Chan *et coll.* 1979 ; Matthews, 1991), ce qui suggérerait que les RP soient potentiellement modifiables par un contrôle « en-ligne » des centres neuraux de plus haut-niveau (Taube *et coll.* 2006). De nombreuses études attestent désormais de la

contribution corticale au contrôle de la posture, en commençant par Bard (1933) qui remarqua chez des patients cérébrlésés des réponses posturales anormales lors de perturbations externes jusqu'aux études récentes ciblées sur les patients atteints de la maladie d'Alzheimer (Kose *et coll.* 2005). Le statut automatique – de bas niveau- voire réflexe des réponses posturales a également été réfuté au moyen de situations de double-tâche sollicitant différentes fonctions cognitives de haut-niveau contrôlées par le cortex cérébral (telles que l'attention, le calcul mental, la mémoire) (Dehaene *et coll.* 2004). Les effets d'interférence entre performance mentale et tâche posturale témoigneraient du coût cognitif et/ou perceptif du contrôle postural (Brauer, 2002) (cf. Chap. IV). Si la contribution corticale à la régulation posturale est désormais acceptée, la nature de cette influence et la latence nécessaire à cette implication reste encore méconnue.

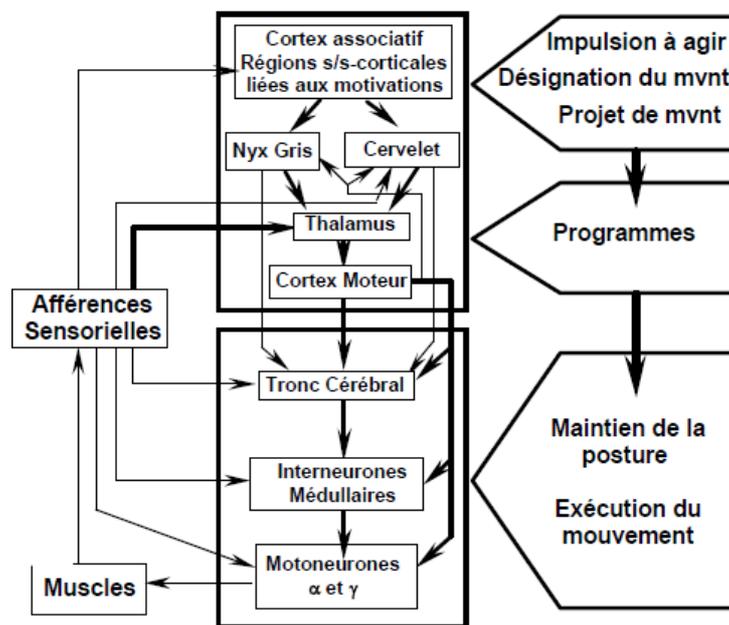


Figure 13 : Systèmes sensorimoteurs impliqués dans le contrôle moteur et leur hiérarchisation (issu de Dupui et Montoya, 2003)

Tout d'abord, il convient de distinguer les voies sensorielles ascendantes, les circuits spinocérébelleux (proprioception musculaire et articulaire) et les voies motrices descendantes, comprenant les voies pyramidales (tractus corticospinal antérieur et latéral) et extrapyramidales (voies rubrospinale, réticulo-spinale antéro-médiane et postéro-latérale, vestibulo-spinales, olivo-spinales ainsi qu'un certain nombre de projections appartenant au système nerveux autonome). Ces deux types de voies se terminent au niveau des motoneurones (MN) alpha (α) permettant ainsi la contraction des muscles au niveau de la jonction neuro-musculaire.

➤ Voies ascendantes

Les afférences somesthésiques sont constituées par les colonnes dorsales (passant par les lemnisques médians (sensibilité corporelle) et par la voie trigéminal (sensibilité de la face), qui se projettent sur le thalamus (noyaux ventro-postéro latéral et médian), dont les neurones terminent sur le cortex somesthésique primaire (Aires 3a, 3b, 1 et 2 de Brodmann, 1909). Les afférences visuelles sont transportées par le nerf optique pour se projeter sur le thalamus (corps genouillés latéraux) puis sur le

cortex visuel primaire (*Aire 17*) (cf. voies optocinétiques). Enfin, les afférences vestibulaires se projettent directement sur les noyaux vestibulaires et le vestibulo-cervelet. Dans un second temps, elles sont relayées vers le thalamus puis le cortex vestibulaire (région postérieure au cortex somesthésique primaire et région comprise entre le cortex somesthésique et le cortex moteur).

➤ **Voies descendantes**

L'activité des motoneurones est influencée par trois types d'influx nerveux : les interneurons de la moëlle épinière (réflexes spinaux), les commandes venant des aires corticales motrices, qui abritent les corps cellulaires des neurones pyramidaux et les influx venant du tronc cérébral, via le système extrapyramidal. La latence des réponses musculaires est un indicateur de la voie nerveuse empruntée.

- Contrôle segmentaire de la motricité somatique : réflexes en boucle courte

Les informations sensorielles issues des différents récepteurs cutanés, articulaires, musculaires et tendineux se projettent à différents étages médullaires pour créer des boucles réflexes segmentaires courtes qui vont, très rapidement, modifier (renforcer ou au contraire inhiber) l'activation tonique des motoneurones des muscles posturaux et vont donc permettre des ajustements du tonus musculaire. Certains réflexes segmentaires sont également à l'origine de réponses phasiques (*cf. Figure 13*).

Réflexe myotatique : Le réflexe myotatique est le maillon déterminant de la genèse du tonus musculaire: il correspond à une contraction réflexe du muscle provoquée par son propre étirement. Si ce contrôle ne se fait plus, c'est la chute. Le tonus musculaire disparaît après section du nerf moteur ou des racines postérieures correspondantes. Le réflexe myotatique, issue des afférences en provenance des fuseaux neuromusculaire (afférences Ia et II), a longtemps été considéré comme le premier système de régulation de la posture (*Fitzpatrick et coll. 1992*). Par son opposition à l'allongement musculaire, il limite la déviation des segments par rapport à leur position initiale (*Lloyd, 1950*) mais son intervention ne semble pas expliquer la totalité de la réponse posturale (*Fitzpatrick et coll. 1996*).

Réflexe myotatique inverse : Différents récepteurs peuvent être investis dans la lutte contre la gravité : les FNM sont aptes à détecter une variation de charge (indirectement puisque ce sont des récepteurs à l'étirement) et peuvent générer le réflexe myotatique inverse mais les OTG ou les récepteurs de la sole plantaires sont aussi spécialisés dans cette tâche (*Duysens et coll. 2000*). Situés à la jonction du tendon et du muscle, les OTG se comportent comme des jauges de contrainte. Ils sont généralement activés suite à une contraction musculaire d'intensité variable, mais peuvent aussi être stimulés suite à un étirement passif du muscle (*Stuart et coll. 1970*). Leur stimulation provoque une décharge des afférences Ib qui induit l'inhibition des motoneurones agonistes associée à une stimulation des antagonistes (réflexe d'inhibition autogène, « en canif »). Cette activité réflexe jouerait un rôle prépondérant dans la régulation du tonus musculaire. Elle permettrait de diminuer un tonus ou une raideur musculaire trop intense. L'activité liée à cette boucle réflexe est constamment modulée, d'une part par un contrôle descendant, mais aussi par d'autres signaux en provenance des récepteurs cutanés (notamment de la sole plantaire) et articulaires. En fonction de la valeur de référence choisie et du contexte, l'activité de cette boucle réflexe sera plus ou moins intense.

Réflexe cutané : Pluriségmentaires, leurs afférences se projettent à différents étages de la moëlle pour activer divers interneurons excitateurs et inhibiteurs. Par-exemple, l'excitation des mécanorécepteurs cutanés de la sole plantaire peut provoquer un mouvement de flexion ipsilatéral couplé à un mouvement d'extension controlatéral.

Phénomène d'inhibition réciproque : Les muscles posturaux (mais pas seulement) fonctionnent au-sein de couples agonistes/antagonistes : toute activation d'un agoniste entraîne une inhibition du fonctionnement tonique et phasique de l'antagoniste.

D'autres boucles réflexes peuvent être investies dans le maintien du tonus postural. *Fitzpatrick et coll. (1992)* ont montré une forte interaction entre maintien postural et réflexes d'origine visuelle et vestibulaire. L'activation du labyrinthe provoque des réflexes dont la principale fonction est la stabilisation du regard dans l'espace. Nous ne fournissons pas une description exhaustive de ces activités ; mais leur principe général repose sur la provocation de mouvements compensateurs de la tête par rapport au corps (réflexe vestibulo-colique VSR) ainsi que des ajustements posturaux (réflexe vestibulo-spinal, développé ci-après) ; et des mouvements compensateurs des yeux par rapport à la tête (réflexe vestibulo-oculaire VOR). Ce dernier permet de stabiliser une image sur la rétine durant un mouvement de la tête (*Wilson et Melvill-Jones, 1979*). Des réflexes d'origine visuelle (réflexe optocinétique, OKN) pour les yeux et la tête (réflexe optocollique, OCR) permettent la stabilisation du regard par des mouvements de la tête. Par-exemple, le réflexe optocinétique lent est déclenché par le glissement de l'image sur la rétine. Le signal de glissement rétinien est codé par une catégorie spécifique de cellules ganglionnaires ; envoyé vers un noyau prétectal (noyau du tractus optique) et vers trois noyaux regroupés sous le nom de système optique accessoire (voies du réflexe horizontal et vertical) (*cf. Figure 14*). Ensuite, le signal suit 3 voies parallèles vers le vestibulo cervelet, le noyau vestibulaire médian et le noyau *prepositus hypoglossi* où il est intégré en « signal position ». La commande motrice est finalement envoyée aux motoneurons des muscles extra-oculaires. Enfin, il faut aussi citer les réflexes toniques du cou permettant de répartir le tonus en fonction de la position de la tête. L'organisation et l'adaptation du contrôle postural dépendent donc en partie de l'intégrité des boucles réflexes proprioceptive, vestibulaire et visuelle. Par des contrôles distincts, mais interdépendants (*Fitzpatrick et coll. 1996 ; Duysens et coll. 2000*), elles permettent d'expliquer une partie du maintien postural.

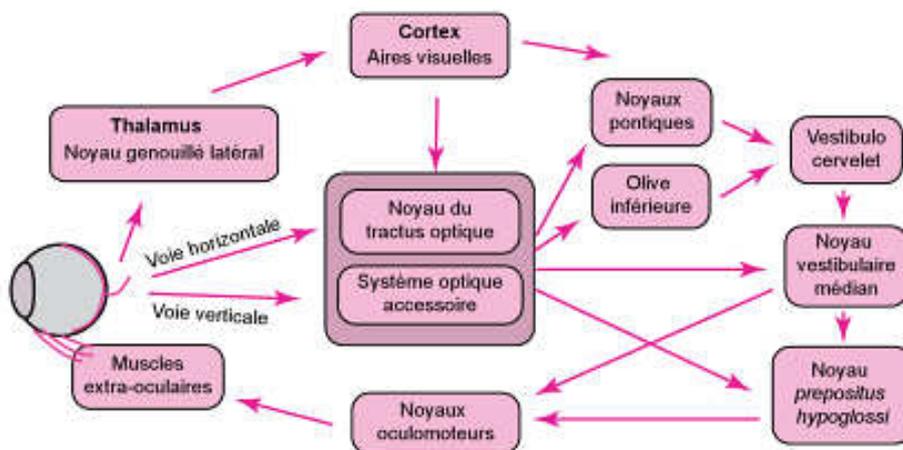
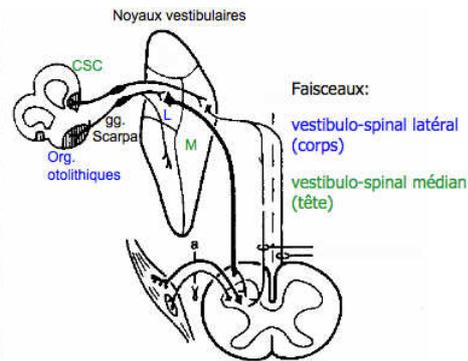
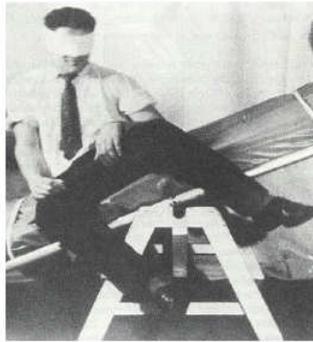


Figure 14.

Haut) Les principales voies optocinétiques

Bas) Réflexe vestibulo-spinal : illustration comportementale et circuits sous-jacents



En résumé, le traitement central des informations sensorielles a deux finalités : le maintien de la posture et la stabilité du regard. La première est assurée par l'action musculaire antigravitaire, certains réflexes de base, contrôlés par les structures d'intégration centrale projetant sur les motoneurons de la corne antérieure par trois voies principales (faisceaux réticulospinaux et vestibulospinaux) et des interactions cervico-vestibulaires. Quant à la stabilisation du regard, elle est assurée par le réflexe vestibulo-oculaire et optocinétique lors d'un mouvement relatif sujet-environnement, et la coordination œil-tête (lors des mouvements de la tête par rapport au corps).

- Contrôle supra-segmentaire: réflexes à boucle longue

Les neurones afférents primaires, composant les unités sensorielles impliquées dans le contrôle des activités posturo-cinétiques, se projettent également sur des structures du tronc cérébral capables d'intégrer ces informations et de contrôler, par des faisceaux descendants, l'activité des motoneurons des différents muscles posturaux. Parmi ces structures les plus importantes se trouvent les noyaux vestibulaires et la formation réticulée (pontique et bulbaire).

Contrôle vestibulospinal : les efférences des noyaux vestibulaires à destinée spinale se projettent sur les motoneurons alpha et gamma de la corne ventrale de la moëlle par 2 faisceaux : latéral (action excitatrice au niveau des motoneurons des extenseurs des muscles des jambes, inhibitrice des fléchisseurs de manière homo-latérale au niveau des étages médullaires thoraco-lombaires) et médian (se distribue de manière bilatérale aux motoneurons et aux interneurons de la moëlle cervicale). Il joue donc un rôle important dans les interactions cervico-oculaires et vestibulo-oculaires et permet la stabilisation ou l'orientation de la tête dans l'espace pour répondre aux stimulations nouvelles (*Fig. 14*).

Contrôle réticulospinal : la formation réticulée reçoit des informations de la sensibilité consciente et inconsciente. Elle règle le niveau de vigilance avec un effet excitateur sur les motoneurons alpha et gamma. Le faisceau réticulo-spinal médian d'origine pontique a une action facilitatrice sur les réflexes gravitaires au niveau de la moelle épinière en agissant sur les muscles extenseurs supérieurs et inférieurs ; et le faisceau réticulo-spinal latéral, d'origine bulbaire permet au contraire de libérer les muscles antigravitaires contrôlés par le faisceau faisceau réticulo-spinal médian des activités réflexes dans lesquelles ils se trouvent impliqués.

- Contrôle cortical et sous-cortical de la motricité somatique

La détection, l'évaluation et la correction du risque de chute imminente résultent du traitement parallèle de plusieurs aires corticales. Différentes zones du cortex cérébral sont impliquées dans la régulation posturale : cortex somesthésique (schéma corporel) ; cortex visuel (image rétinienne) ; cortex associatif (combinaison des données) ; région pariéto-insulaire, cortex pariétal postérieur (représentation posturale du corps et intégration multisensorielle) ; ... Enfin, grâce à des connexions pariéto- ou occipito-frontales, ces informations sont à l'origine de l'élaboration et la réalisation par les aires corticales motrices du contrôle moteur. Debout, pieds joints yeux ouverts, le lobe antérieur du cervelet et le cortex visuel primaire sont les zones principalement activées, ainsi que le cortex visuel associatif et les vermis antérieur et postérieur. D'après *Ouchi et coll. (1999)*, l'intégration corticale de la posture debout non perturbée semble donc se baser principalement sur une afférence sensorielle : la vision. Dans le cas d'un équilibre debout perturbé par des oscillations volontaires, *Slobounov et coll. (2005)* ont mesuré l'activité EEG accompagnant notamment les réactions lorsque les sujets atteignent leur limite de stabilité lors d'une inclinaison vers l'avant. Des activités corticales ont été localisées au niveau du cortex moteur, de l'AMS et de l'aire somesthésique des pieds. Cette étude suggère une forte importance de l'intégration centrale des informations somesthésiques dans le contrôle de l'équilibre debout perturbé.

Les voies motrices descendantes contrôlant les motoneurones spinaux ont une double origine : le tronc cérébral et le cortex.

Les voies prenant naissance dans le tronc cérébral sont phylogénétiquement les plus anciennes, ce sont les voies « extra-pyramidales ». On distingue 2 groupes de voies descendantes vers la moëlle selon leur trajet, leur site de terminaison médullaire et leur rôle fonctionnel : le système dorsolatéral et le système ventromédian (*Kuypers, 1982*). Le **groupe dorsolatéral** comprend le faisceau rubro-spinal qui se termine sur la région dorsolatérale de la corne ventrale de la moëlle sur des interneurones, des neurones propriospinaux courts et les MN α des muscles distaux des membres. Il contrôle les mouvements volontaires des membres (mouvements fins des bras et des doigts,.) Une lésion entraîne une incapacité de réaliser des mouvements indépendants des parties du corps, le mouvement est plus lent et moins précis mais la posture reste normale. Chez les mammifères moins évolués ou non primates, le faisceau rubrospinal est responsable de mouvements amples des muscles des membres supérieurs et inférieurs. Il facilite les mouvements de flexion et inhibe les mouvements d'extension au niveau des extrémités supérieures. Au-cours de l'évolution, le faisceau rubrospinal s'est considérablement réduit mais il reste une voie extrapyramidale importante dans le contrôle postural. Chez l'Homme, les fonctions exercées par le faisceau rubrospinal (mouvements amples) sont sous-tendues par le faisceau corticospinal. Lorsque seul le faisceau corticospinal est lésé, le faisceau rubrospinal peut compenser (*Kuypers, Lawrence*). Le **groupe ventromédial** comprend les faisceaux vestibulo-spinaux latéral et médian, le faisceau tecto-spinal, les faisceaux réticulo-spinaux pontique et bulbaire et le faisceau cortico-spinal ventral. Ces faisceaux se terminent sur la région ventromédiane de la corne ventrale, sur des interneurones, des neurones propriospinaux longs et les MN α des muscles axiaux et proximaux des membres. Ils jouent un rôle majeur dans le contrôle de la posture et de l'équilibre.

Les voies de contrôle pyramidales sont celles de la motricité volontaire. La voie corticospinale est composée aux deux tiers d'axones issus du cortex moteur (provenant pour 30 % de l'aire motrice primaire et pour 30 % des aires prémotrice et motrice supplémentaire), le 1/3 restant étant principalement issu des aires somatosensorielles (cortex somesthésique primaire). Les axones de la voie corticospinale issus des aires corticales motrices forment une partie de la capsule interne et traversent le télencéphale, le thalamus, puis le mésencéphale et le pont ; enfin, ils se réunissent en un faisceau au niveau du bulbe. Cette voie est appelée voie pyramidale car le faisceau qui la compose prend la forme d'une pyramide au niveau du bulbe rachidien. Ce faisceau se divise lui-même en 2 parties, une voie latérale qui s'associe au système dorsolatéral, et qui permet le contrôle des mouvements précis des membres et des doigts spécifiques aux primates et à l'homme (Heffner *et* Masterton, 1983 ; Kuypers, 1973) et une voie ventrale, qui s'intègre au système ventromédian responsable de la motricité tonique, qui transmet les commandes motrices émises par le gyrus précentral.

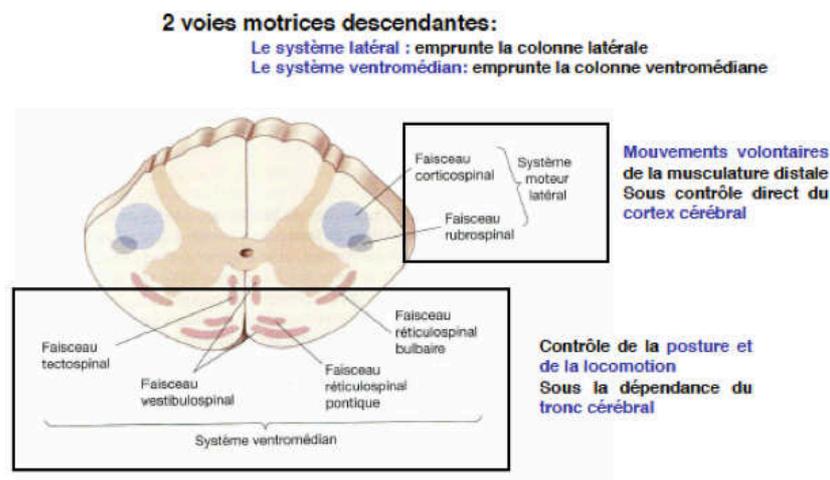


Figure 15 : Voies motrices descendantes, le système latéral et ventro-médian

Les sorties des aires motrices corticales incluent aussi des projections aux ganglions de la base (GB) et au cervelet. Les GB, qui suppriment les mouvements non désirés, sont impliqués dans le démarrage des mouvements et le cervelet détecte l'erreur motrice et réduit l'écart à court et long terme. Les **NGC** sont reliés au thalamus et au cortex moteur et prémoteur. Ces boucles sont des circuits réverbérant neuronaux impliqués dans le stockage de certains automatismes moteurs (engrammes). Les noyaux gris centraux sont aussi impliqués dans la répartition du tonus musculaire entre agonistes et antagonistes et donc dans la régulation de la posture (Martin, 1967). Ils n'ont pas de projection directe sur les motoneurones ni sur les neurones circuits locaux de la moelle épinière mais ils régulent l'activité des neurones moteurs du cortex et du tronc cérébral. Le **cervelet** est impliqué dans le maintien de la posture et de l'équilibre au cours de l'acte moteur (Diener *et* Dichgans, 1996). Il sert de comparateur entre l'acte moteur tel qu'il vient d'être programmé (copie de commande motrice) et l'acte moteur tel qu'il va ou est en train de se dérouler (copies d'afférences). Les afférences (visuelles, auditives, tactiles, proprioceptives, vestibulaires, trigéminales, et corticales) informent en temps réel le cervelet sur les conséquences de l'acte moteur, sur la position du corps dans l'espace, et sur les modifications de l'espace extracorporel. Le cervelet joue donc un rôle important dans la correction des gestes moteurs.

Le cervelet et ses connexions sont responsables pour la coordination et le lissage des mouvements réflexes et la régulation des mouvements volontaires (précision des gestes moteurs, coordination agonistes-antagonistes,.) Au moyen d'une caméra TEP mobile, Ouchi *et coll.* (1999, 2001) ont pu montrer qu'une activation intervenait principalement dans le vermis cérébelleux au cours de la station debout, et d'autant plus que la situation était instable, sujet en tandem ou sur un pied. Les troubles posturaux qui interviennent lors de lésions qui l'affectent montrent que le vermis cérébelleux est particulièrement actif pour contrôler la posture debout. Si l'on se réfère à la conception hiérarchique de l'organisation posturale, le cervelet permettrait la détection d'erreurs et leur correction (Thach *et coll.* 1992 ; Jueptner *et* Weiller, 1998); et serait impliqué dans la mise à jour du modèle interne du mouvement (Smith *et* Shadmehr, 2005) sur la base des informations sensorielles et, en particulier, proprioceptives. Un modèle populaire du contrôle moteur se base sur l'idée d'une comparaison continue de notre modèle interne de mouvement avec celui qui est réellement produit ; et le signal d'erreur (entre le feedback sensoriel attendu et réel) sert à ajuster la sortie motrice (Wolpert *et* Miall, 1996). Ce modèle computationnel du contrôle moteur proposé par Wolpert *et coll.* (1998) place la structure cérébelleuse au centre, en mode proactif ("feedforward") comme rétroactif: le feedback sert à construire et entretenir le modèle interne du mouvement en faisant une opération « inverse », c'est-à-dire programmer le mouvement qui donnerait le retour sensoriel effectivement reçu (base de l'apprentissage moteur). Comme les GB, le cervelet n'a pas de projections directes sur les motoneurons ni sur les neurones circuits locaux de la moelle. Ils régulent l'activité des neurones suprasegmentaires (*cf.* Figure 16)

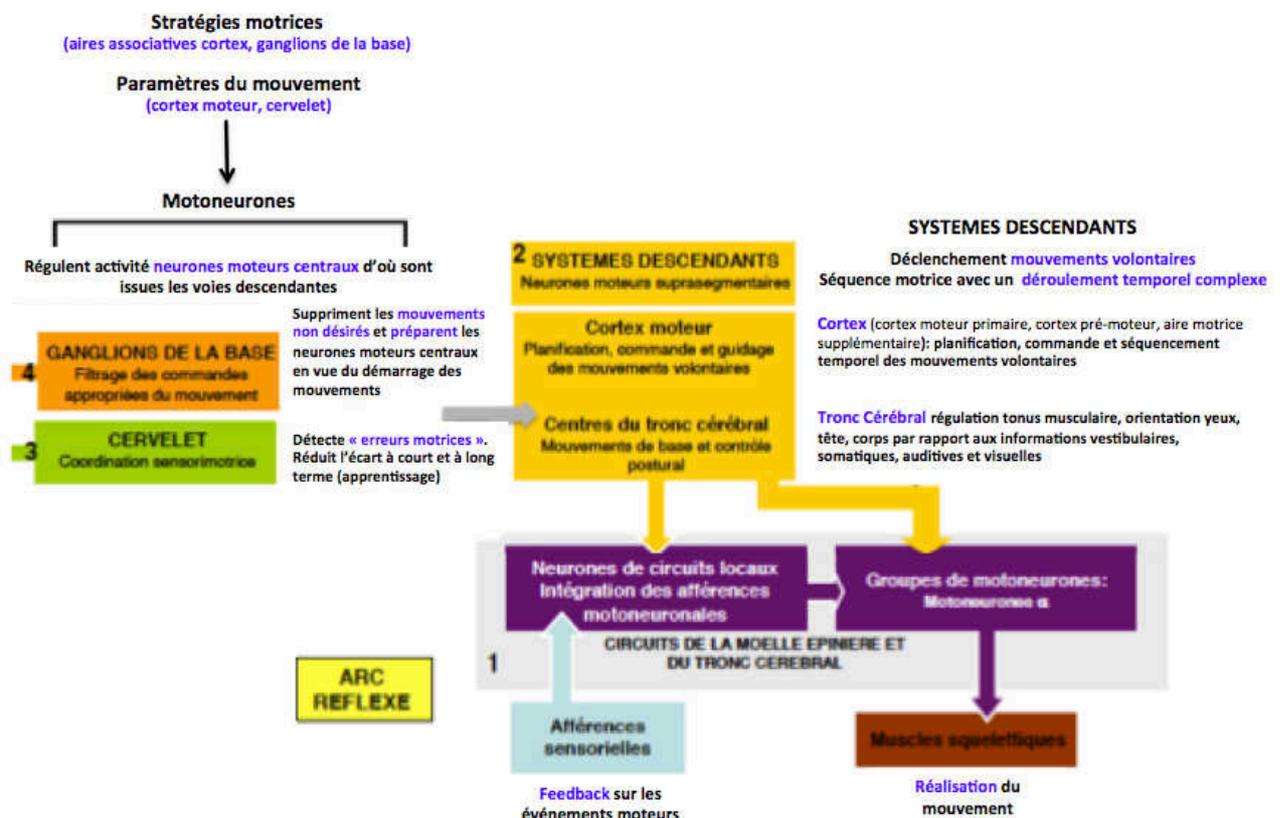


Figure 16 : Schématisation globale du fonctionnement central et de ses structures

2.2.5. Réponse motrice et Effecteurs

L'ensemble squelette-musculature constitue une chaîne de segments articulés, en équilibre instable de par la position élevée du centre de gravité associée à une petite base de sustentation. La forme de ces segments, la répartition fonctionnelle des muscles qui les mobilisent ou encore les degrés de liberté des différentes articulations (en particulier au niveau des membres inférieurs pour la posture debout) conditionnent les mouvements possibles d'un point de vue mécanique et le maintien de leur position. Selon les directions dans lesquelles des adaptations posturales sont nécessaires, le système biomécanique -ostéoarticulaire et musculaire- est contraint à l'utilisation de stratégies spécifiques. Par exemple, la stratégie de hanche est prépondérante lorsque la BS est réduite (Horak *et* Nashner, 1986).

Il y a une description plus approfondie de l'appareil musculosquelettique et ses propriétés mécaniques dans le chapitre III, qui aborde spécifiquement la contribution des mécanismes passifs lors d'une réponse posturale.

Muscles impliqués dans le contrôle postural : Les muscles constituent les principaux effecteurs de la motricité somatique. Le contrôle de la posture perturbée implique les muscles suivants (Fig. 17) : au niveau de la loge postérieure de la jambe, innervé par le nerf tibial, le soléaire est un des principaux agonistes en station debout ; il agit de concert, avec les jumeaux notamment, pour la flexion plantaire de la cheville. Les muscles de la loge antérieure, innervés par le nerf péronier profond sont impliqués dans la flexion dorsale de la cheville, avec pour principal agoniste le tibialis antérieur. Parmi les muscles agissant au niveau de la flexion du genou, on trouve le semi-tendineux, qui a pour principal antagoniste le droit de la cuisse et les vastes du quadriceps (médian et latéral).

A la hanche, les différents mouvements sont permis et assurés par des muscles tels que l'ilio-psoas, le grand fessier et le biceps fémoral. Le maintien et la mobilité du dos (flexion/extension, inclinaison latérale) sont permis par les muscles érecteurs se trouvant le long du rachis et ceux de la paroi antérieure et latérale de l'abdomen. Enfin, d'autres muscles agissant en synergie au niveau de la nuque (stabilisation de la tête sur le cou) et des membres supérieurs notamment, participent au rétablissement de l'équilibre.

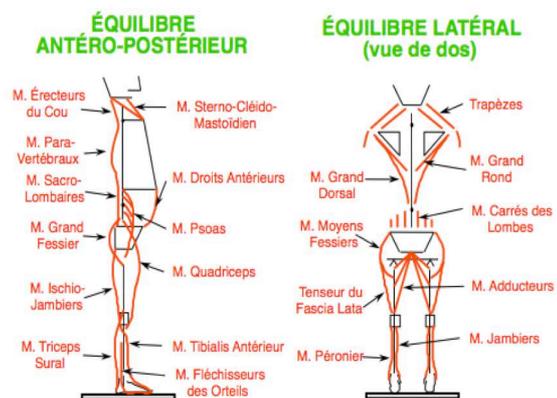


Figure 17 : Groupes musculaires impliqués dans l'équilibre orthostatique (issu de Dupui, « Techniques d'analyse des activités posturo-cinétiques »)

Le vieillissement au niveau des effecteurs : les changements du système périphérique effecteur liés à l'âge sont largement documentés. La masse musculaire représente environ 40% de la masse corporelle, et diminue parfois tellement au-cours du vieillissement qu'à 80 ans chez une personne âgée vigoureuse, elle ne représente plus que 30% de la masse musculaire d'un adulte jeune (Hayes, 1982). Les conséquences d'une telle atteinte –prononcée chez les hommes - concernent la réduction de la force et de la puissance musculaire: au-delà de 65 ans, la force des membres inférieurs diminue de 1,5% par

an – du fait de l'atrophie des fibres musculaires (Jozsi *et coll.* 1999). La puissance diminue quant à elle de 3,5% par an à cause de la réduction de la proportion des fibres de type II (Foldvari *et coll.* 2000). Il a été montré que le retentissement de ces modifications est particulièrement corrélé avec la survenue d'une chute, même si ce résultat reste controversé (Pavol *et coll.* 2002). Un « déficit moteur » au niveau des groupes musculaires qui interviennent dans la rééquilibration ou la protection lors de la chute pourrait en effet augmenter le risque de chute. Par-exemple, la diminution de force musculaire au niveau des muscles assurant l'extension et la flexion du genou et de la cheville (TA, triceps,) est plus important chez les personnes âgées chuteuses et associée à un équilibre instable (Lord *et coll.* 1991 ; Horlings *et coll.* 2008) ; la diminution de la force des quadriceps (Hurley *et coll.* 1998) est aussi liée à un risque de chute (Whipple *et coll.* 1987). Dans les chutes latérales, il y a une corrélation positive entre l'activité des quadriceps et la force d'impact (Nankaku *et coll.* 2005). Cependant, Maki *et McIlroy* (1999) montrent que les moments en flexion/extension ainsi que les amplitudes articulaires requis pour l'initiation d'un pas compensatoire sont bien en-deçà des capacités d'adultes âgés en bonne santé. Cela dépend néanmoins de la phase de la réponse considérée : certains muscles comme les abducteurs de la hanche (cf. stabilité latérale pendant le pas), les fléchisseurs de la hanche ou les extenseurs du genou, en phase tardive dépassent les limites de force des personnes âgées. D'autres effets du vieillissement sur l'endurance, la fatigabilité, la vitesse de contraction, la souplesse l'amplitude et la souplesse articulaire seraient aussi cruciaux à évaluer dans le cadre du rattrapage de l'équilibre : les personnes âgées chuteuses auraient une attitude en flexion marquée et une perte d'amplitude en extension (Gehlsen *et Whaley*, 1990).

2.3. Application au contrôle de la posture debout perturbée : cas du Rattrapage

2.3.1. Bases Neurophysiologiques des Réponses Posturales

Les structures du SNC mises en jeu dans le contrôle postural sont en particulier le tronc cérébral, le cervelet, les ganglions de la base et les hémisphères cérébraux au niveau de l'aire motrice supplémentaire et du lobe pariétal droit. La latence des réponses musculaires est un indicateur de la voie nerveuse empruntée. Les premières réponses musculaires observées lors d'un changement postural sont déclenchées par des réflexes spinaux (Allum *et Keshner*, 1986).

2.3.1.1. Réponses à courte, moyenne et longue latence

La question de savoir si les réponses impliquent des boucles longues transcorticales est toujours débattue et controversée (Beloozerova *et coll.* 2005 ; Taube *et coll.* 2006). Il y a néanmoins un consensus autour de l'implication de réponses posturales à trois composantes temporelles.

En effet, un mouvement de la base de support entraîne tout d'abord une réponse à courte latence (CL) des muscles distaux des membres inférieurs, dont le délai d'activation serait propre à stimuler un réflexe spinal monosynaptique au niveau de la moëlle épinière à partir des afférences Ia de muscles (De Lisa *et Mackenzie*, 1982). Cette réponse représenterait l'activation de circuits segmentaires spinaux mono ou oligo-synaptiques, selon les conditions initiales de perturbation (Ackermann *et coll.* 1991). Cette première composante de la réponse est considérée comme peu fonctionnelle car prise isolément, sa contribution serait insuffisante pour le maintien de la stabilité. Fung *et Macpherson* (1999) ont montré chez les chats que les circuits spinaux sont nécessaires et suffisants au maintien du tonus musculaire

antigravitaire. Par-contre, lorsque la moëlle épinière est lésée, les réflexes à CL restent intacts mais les animaux démontrent une incapacité à maintenir leur équilibre lorsqu'ils sont exposés à une perturbation.

Ces réflexes à courte latence sont suivis de réponse(s) dont la latence est plus longue que les réflexes d'étirement (30-40 ms) et moins longues que les temps de réaction volontaires (180-250 ms). Les réponses à moyenne et à longue latence apparaissent en effet entre 70 et 180 ms. Etant donnée la difficulté à les différencier, MacPherson *et coll.* (1997) propose de les englober sous le terme de réponse posturale automatique (RPA) (qui exclut les réponses à CL médiées par la moëlle). Déclenchée par la perturbation, cette réponse se caractérise par son apparition précoce. Elle intervient pour interrompre le mouvement de chute initial du corps et implique des synergies musculaires pré-programmées.

Enfin, la réponse posturale engendrée par une accélération soudaine de la surface de transport se poursuit par une phase subséquente à la réaction automatique. Les caractéristiques définissant cette phase tardive sont moins connues, mais impliqueraient a priori un contrôle par "ongoing feedback" (en ligne). Cette réaction subséquente consiste à replacer le corps en posture d'équilibre vertical.

2.3.1.2. Réponses Posturale Automatique vs. « Volontaire »

La neurophysiologie sous-jacente à la phase précoce de la réponse posturale est très débattue, notamment pour déterminer si les RPA sont générées par des boucles spinales polysynaptiques (Dietz *et coll.* 1984; Quintern *et coll.* 1985) ou transcorticales (Diener *et coll.* 1985; Taube, 2006). Le chapitre IV abordera plus en profondeur ces questions d'actualité, relatives à l'implication corticale dans le contrôle neural des réponses, et de la possibilité d'une modulation contextuelle et cognitive de réponses "automatiques".

La RPA est une réaction à boucle ouverte (d'après la catégorisation de Stelmach, 1982): les conditions initiales du mouvement sont détectées par les capteurs sensoriels, enregistrées et serviront à déterminer les conditions d'exécution du mouvement. En revanche, l'exécution sera lancée indépendamment des rétroactions sensorielles ie sans régulation « en ligne » possible. Suite à une translation de plateforme, les RPA seraient déclenchées par les informations somatosensorielles (Horak *et Macpherson* 1996; Inglis *et coll.* 1994) et échelonnées aux caractéristiques de la déstabilisation telles que la vitesse et l'amplitude de la translation (Diener *et coll.* 1988). D'autre part, la latence de ces réponses varie selon les caractéristiques de la perturbation, les conditions initiales, la taille des sujets,... (Chan *et coll.* 1979 ; Horak *et Macpherson*, 1996 ; Horak *et Nashner*, 1986). Elles dépendent aussi des afférences sensorielles disponibles et des exigences fonctionnelles de la situation ou de l'environnement.

La littérature suggère que la composante initiale de la réponse n'implique pas de boucle transcorticale (voir revue de Jacobs *et Horak*, 2007) mais proviendrait plutôt du tronc cérébral (Honeycutt *et Nichols*, 2006). Par-contre, le cortex cérébral devient partie prenante en phase tardive de réponse. En effet, plusieurs résultats abondent en ce sens : chez les humains, l'absence de corrélation entre l'amplitude de la réponse initiale des muscles distaux de la jambe, et les potentiels corticaux évoqués, reflète de l'intégration sensorielle de la perturbation de l'équilibre- plaiderait contre l'implication de boucles transcorticales (Ackermann *et coll.* 1990 ; Quintern *et coll.* 1985). De plus, bien que la latence de la

réponse initiale suffit pour qu'une boucle transcorticale soit en jeu (Chan *et coll.* 1979), d'autres résultats ont montré que la latence des potentiels corticaux afférents évoqués était à peine plus courte que celle des réponses musculaires, ce qui signifie que le timing de la voie efférente de la réponse posturale précoce ne peut correspondre à une boucle transcorticale (Dietz *et coll.* 1984, 1985). Enfin, les observations de Honeycutt *et Nichols* (2006) selon lesquelles des chats décérébrés peuvent maintenir leur équilibre et montrer des synergies musculaires spécifiques et intactes lorsqu'ils sont exposés à de multiples perturbations posturales variées supportent l'exclusion d'une boucle transcorticale efférente.

De nombreuses études ont montré qu'il n'était pas possible d'inhiber les réactions automatiques observées suite à une perturbation inattendue de la posture (Bateni *et coll.* 2004) mais Weerdesteyn *et ses collaborateurs* (2008) ont cherché à savoir s'il était possible de les moduler. Pour cela, des sujets retenus en position inclinée avaient pour consignes de se rattraper ou de se laisser tomber. Les résultats montrent la capacité des sujets à inhiber un pas de rattrapage dans les essais « Chutez ». Cependant, les réponses enregistrées au niveau électromyographique étaient similaires dans les 2 conditions, avec une latence allant de 70 à 130 ms, bien que légèrement délayées dans les essais « Chute ». Par-contre, les amplitudes de réponse étaient beaucoup plus importantes dans cette dernière situation (variable selon les muscles et les directions). Une réponse posturale apparaît donc systématiquement, quelles que soient les exigences de la tâche mais elle peut être régulée par un centre supérieur et intégrée à une réponse motrice de façon fonctionnelle lorsque celle-ci est orientée vers un but précis.

Le cortex cérébral serait donc impliqué dans la modulation et l'adaptation de la RP tandis qu'elle progresse, à partir du moment où les latences atteignent le temps de conduction minimal requis par les circuits afférents et efférents du cortex cérébral (soit 150 ms environ). D'autres études comportementales ont montré que la réalisation d'une tâche concurrente cognitive-motrice ou l'intention de faire un pas en réponse à une perturbation (ce qui est censé représenter l'influence corticale) affectait seulement la phase tardive de la réponse posturale (Burleigh *et Horak*, 1996; Norrie *et coll.* 2002). Lorsque les sujets avaient l'intention de faire un pas en réponse à une perturbation prévisible, la RPA dans les muscles gastrocnémiens à une translation de surface vers l'arrière était inhibée tandis qu'en condition imprédictible, où les vitesses de perturbation étaient randomisées, 50 ms après le début de la bouffée musculaire étaient nécessaires pour qu'apparaisse l'inhibition par l'intention volontaire (Burleigh *et Horak*, 1996). Ces résultats montrent que l'intention de répondre en présélectionnant une stratégie lors d'une perturbation prévisible modifie la réponse tandis que répondre à une perturbation imprévisible nécessite une modification "en-ligne" de la réponse, basée sur les intentions du sujet (ie sous l'influence de processus corticaux). Cette implication corticale « en-ligne » peut seulement affecter la phase tardive de la réponse posturale. Jacobs *et Horak* (2005) ont suggéré que le cortex pouvait intervenir dans les réponses posturales par deux boucles principales : la boucle cortico-cérébelleuse permet au cortex cérébral d'influencer directement les réponses à longue latence, par une adaptation basée sur l'expérience antérieure. L'autre boucle permet au cortex cérébral d'influencer indirectement les réponses à courte latence en communiquant avec les centres du tronc cérébral qui présélectionne et pré-programme des synergies à partir du contexte. Suivant ce modèle, le tronc cérébral initierait la réponse (automatique) puis la réponse serait modifiée par des circuits corticaux en phase tardive (Fig 18)

Certains auteurs ont mis en évidence cette séquentialité de la contribution (modulation) corticale en utilisant l'accélération et le ralentissement de la plateforme (Quant *et* Maki, 2005), ou en réalisant une tâche concurrente cognitive et motrice, au cours de laquelle la modification d'une intention en réponse à une perturbation affectait seulement les phases tardives. En somme, le cortex cérébral influence les réponses posturales directement (par la boucle cortico-spinale) et indirectement en communiquant avec les centres du tronc cérébral qui abritent les synergies pour les réponses posturales. Lors d'une perte de l'équilibre, cette organisation contribue à générer des réponses à la fois ultra-rapides et flexibles en présélectionnant, et en modifiant les réponses appropriées.

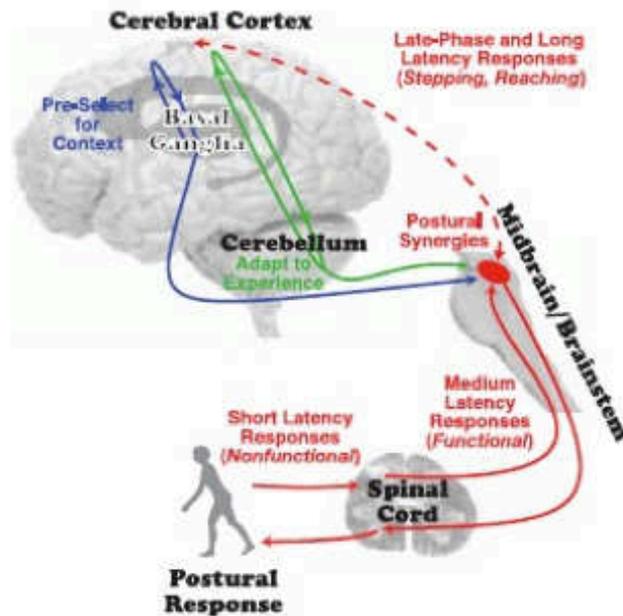


Schéma simplifié des circuits neuronaux potentiellement impliqués dans les Réponses Posturales à une perturbation via la surface de support :

- une boucle spinale input-output concourant aux réponses à Courte Latence (CL) ;
- une boucle passant par le tronc cérébral sous-tend les réponses à Moyenne Latence (ML) ;
- trois circuits à Longue Latence (LL) impliquent le mésencéphale et le cortex moteur. Les régions de transition vers le cortex sont notamment le cervelet et les ganglions de la base.

Figure 18 : Circuits Neuronaux impliqués dans les Réponses Posturales (issu de Jacobs *et* Horak, 2007)

2.3.2. Stratégies de contrôle de l'équilibre

La régulation posturale consiste à coordonner des stratégies motrices destinées à stabiliser le CM en présence de perturbations de la stabilité. Un détour terminologique s'impose afin de distinguer une stratégie d'une synergie. D'après Horak *et* Nashner (1986), les stratégies motrices sont sélectionnées et planifiées par le SNC pour maintenir l'équilibre lors d'une perturbation. Elles s'expriment sous forme de paramètres cinématiques/dynamiques. Les activations musculaires observées correspondent aux implémentations effectives de ces stratégies, qui dépendent des contraintes de la tâche et de la position des articulations. Il y a une notion d'organisation hiérarchisée : les stratégies ont une organisation fixe, invariante, et sont situées à un niveau de contrôle plus élevé que les synergies, variables car adaptables selon les conditions de réalisation de la tâche (Massion *et coll.* 1992).

Contrôle prédictif et Réactif

Les stratégies de contrôle de l'équilibre diffèrent selon l'origine de la perturbation (interne ou externe). Les perturbations de l'équilibre générées lors de l'initiation ou l'exécution d'un mouvement propre volontaire ou intentionnel sont anticipées de manière à coordonner posture et mouvement et faciliter l'exécution d'une tâche en évitant la chute (Bouisset *et coll.* 2000 ; Massion, 1992 ; Mouchnino *et coll.* 1992). Ainsi, les ajustements posturaux anticipateurs (APA) mis en place avant, ou en parallèle, des perturbations attendues permettent de minimiser le déplacement du CM à venir, dûes aux perturbations

de l'équilibre risquant d'être engendrées lors de la réalisation de l'acte moteur (Bouisset *et Zattara* 1987 ; Aruin *et Latash* 1995). Leur présence atteste d'une modalité de contrôle prédictif ("*en feedforward*") utilisée par le SNC pour maintenir et/ou restaurer son équilibre (Belenky *et coll.* 1967 ; Massion, 1992). Des synergies de cette nature accompagnent par exemple les mouvements respiratoires: le déplacement de la cage thoracique lors de chaque inspiration est compensé par un déplacement du bassin de sens opposé (Gurfinkel *et Elner*, 1973). De même, une élévation du bras vers l'avant en position orthostatique a pour conséquence un déplacement du tronc vers l'arrière (Martin, 1967). Selon Bouisset *et Do* (2008), une commande motrice résulterait de la coopération entre une capacité fococinétique destinée à réaliser un mouvement volontaire et intentionnel et l'expression d'une capacité posturocinétique fournissant le support postural à la réalisation du mouvement focal en mettant en place des corrections anticipées. Ces capacités dépendraient de la configuration de la chaîne posturale, du contexte, et de l'état fonctionnel du système postural. Dans ce cadre, l'acte moteur apparaît comme particulièrement complexe parce que le système nerveux central doit non seulement assurer la commande responsable des mouvements segmentaires, mais il doit aussi prévoir et réguler un ensemble de commandes parallèles destinées à anticiper les déséquilibres posturaux qui accompagnent inéluctablement la réalisation du mouvement (Massion, 1992): ainsi, il existe une coordination entre posture et mouvement, selon deux types de schémas possible (Figure 7)

Quotidiennement, nous subissons des perturbations imprévisibles et qui proviennent de l'extérieur (origine exogène), face auxquelles il faut réagir dans l'urgence : lorsque l'on est poussé dans le métro, bousculé dans une foule, lorsqu'un chien tire sur sa laisse, lorsque l'on glisse sur une plaque de verglas, que l'on trébuche sur un obstacle ou lorsqu'un bus freine violemment. Dans ce cadre, la faculté de réagir vite pour éviter une chute est cruciale. Le mode de contrôle permettant d'assurer la stabilité est alors réactif ou compensateur car il n'y a pas d'opportunité de pré-planifier le mouvement corporel subi : le contrôle se fait par rétroaction, en mettant en place des ajustements posturaux compensateurs (CPA) initiés par les signaux sensoriels qui émergent après la perturbation (Horak *et coll.* 1996 ; Park *et coll.* 2004 ; Alexandrov *et coll.* 2005), dans le but de restaurer la position du CM après qu'une perturbation ait déjà eu lieu (Macpherson *et coll.* 1989 ; Maki *et McIlroy* 1996). Dans le cadre de notre question de recherche, nous nous situons principalement au niveau d'un mode de contrôle réactif ; mais nous verrons que ces deux voies ne sont pas réellement indépendantes : dans une situation motrice précaire telle que le rattrapage de l'équilibre, elles interagissent au contraire de manière bien plus complexe.

Stratégies de rééquilibration

Dans une situation de déséquilibre engendrant un mouvement corporel soudain et imprévisible qui impose au système postural un contrôle réactif, principalement deux classes de stratégies compensatoires sont susceptibles d'apparaître: les stratégies à support fixe ("*feet in place*") et les stratégies à changement de support ("*change of support*"). Décrites en Figure 19, elles se distinguent par la présence ou non de mouvements segmentaires pour créer un nouveau contact et altérer la base de support (BS).

- Stratégies à support fixe

Les réponses à Support Fixe (SF) consistent à ancrer les pieds au sol, et visent à contrôler le mouvement du CM induit par la perturbation de façon à le maintenir au-dessus de cette base de support fixe. On distingue classiquement les stratégies de cheville et de hanche. Lorsque le sujet se tient sur une surface plutôt large et rigide et subit une perturbation de faible amplitude ou lente, induisant un léger déséquilibre, il génère un moment au niveau de l'articulation de la cheville et réagit comme un pendule inversé flexible de façon à conserver les genoux et les hanches relativement immobiles (Nashner, 1977). Lorsque le sujet se tient sur une surface étroite ou compliante et/ou lors d'une perturbation importante : la flexion s'effectue par rapport aux hanches pour déplacer rapidement le CM global, avec un déplacement simultané et opposé des hanches et des chevilles - gardant les genoux relativement droits - qui n'entraîne presque pas de déplacement du CM (Horak *et* Nashner, 1986).

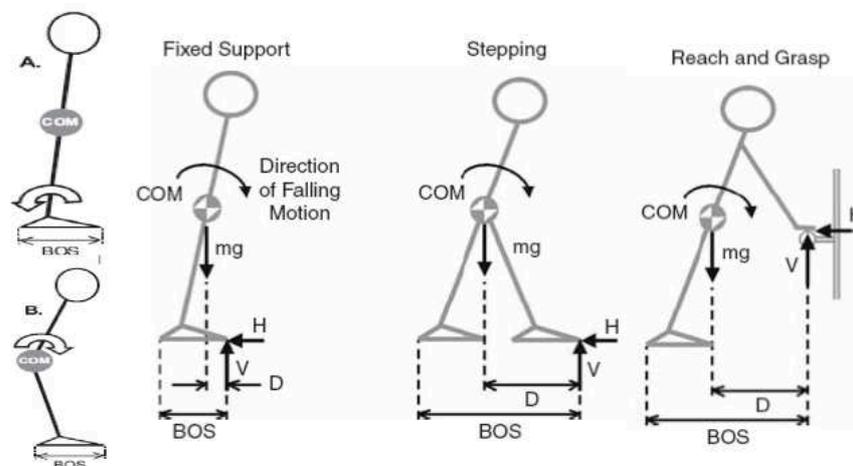


Figure 19 : Stratégies à support fixe et à changement de support (d'après Maki, 1995)

A chacune de ces stratégies correspond un pattern type d'activation musculaire (*cf.* Figure 20) : une compensation exercée par des moments correctifs au niveau de la cheville se traduit par une activation ascendante disto-proximale et un moment actif généré à la hanche lors de perturbations plus amples et/ou rapides repose sur une séquence proximo-distale (recrutement précoce des groupes musculaires du tronc, puis de la cuisse). Plusieurs études ont mis en évidence une spécificité directionnelle des synergies musculaires : en réponse à une translation lente vers l'avant, les TA, RF et RA sont recrutés tandis qu'en réponse à une translation vers l'arrière, les GC, ST et PS sont recrutés dans cet ordre.

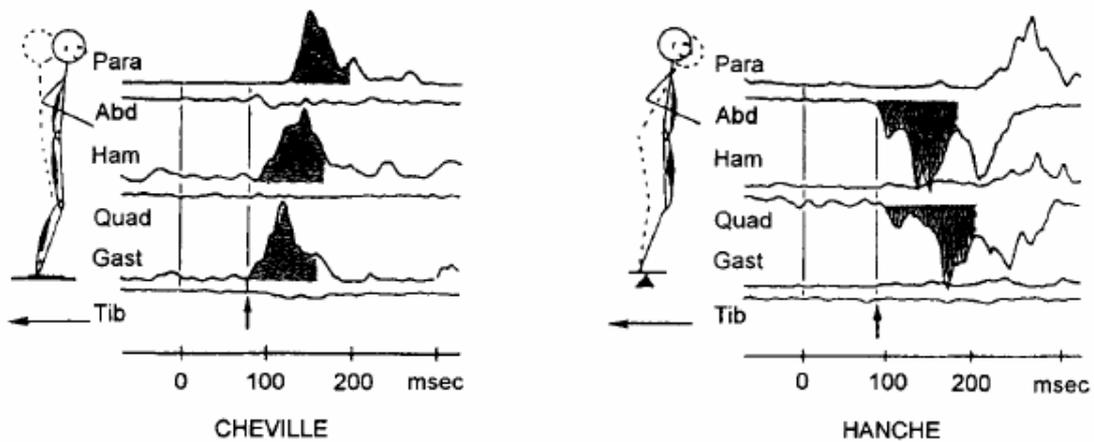


Figure 20 : Synergies musculaires des stratégies à support fixe (d'après Horak et Nashner)

- Stratégies à changement de support

Les réponses à changement de support (CS) impliquent, comme leur nom l'indique, des mouvements segmentaires rapides visant à modifier la BS en effectuant/modifiant un pas (70%) ou en attrapant un objet (30%) (Maki *et coll.* 1997). L'étude du pas compensatoire n'a pas suscité une grande attention avant le milieu des années 90 et les premiers travaux de B. Maki notamment. Pourtant, effectuer un pas pour retrouver l'équilibre est donc une réponse communément observée, surtout lors de la marche ou lorsque garder les pieds fixes n'est pas important. Lors d'une perturbation importante, même si une correction est générée au niveau de la cheville et de la hanche, elle est souvent insuffisante pour prévenir une chute. Le pas deviendrait indispensable pour se protéger et éviter de tomber (Pai, 2003). Un intérêt et une importance nouvelle sont donc à porter aux stratégies à changement de support, d'une part parce qu'elles se révèlent jouer un rôle fonctionnel fondamental pour empêcher une chute, et d'autre part parce que les distinctions/similitudes entre ces mouvements compensatoires et volontaires (tels que l'initiation de la marche, qui repose sur une modalité de contrôle prédictif) sont intéressantes à questionner pour inférer les mécanismes de contrôle centraux sous-jacents.

L'étude du pas, plus récente, a souvent été écartée des travaux portant sur le contrôle postural, afin de se centrer davantage sur la réponse précoce de type "feet in place" qui agit pour garder le CM au dessus de la BS. Pourtant, le pas compensatoire présente beaucoup plus de potentiel à contribuer efficacement au maintien d'une stabilité fonctionnelle, en permettant à une nouvelle BS d'être établie. Cette stratégie a donc progressivement suscité l'attention et est de mieux en mieux caractérisée. De nombreuses études ont ainsi déjà montré l'importance du pas pour le rattrapage. Par exemple, nombreuses sont les études qui ont indiqué que le pas compensateur ("*compensatory stepping*") était une réponse protectrice couramment exécutée pour se rattraper dans un environnement naturel (Chandler *et coll.* 1990 ; Do *et coll.* 1982 ; Hsiao *et Robinovitch*, 1998 ; Luchies *et coll.* 1994 ; McIlroy *et Maki*, 1993 ; Nashner, 1997 ; Rogers *et coll.* 1996 ; Romick-Allen *et Schultz*, 1988 ; Runge *et coll.* 1998 ; Wolfson *et coll.* 1986). Nos expériences quotidiennes tendent d'ailleurs à souligner la faculté à réaliser un pas lorsque notre posture est subitement déstabilisée. Au-regard de ces constats, nous pouvons d'ores et déjà émettre l'hypothèse que les essais rapides ne donnant pas lieu à un pas sont plus à même de conduire à une chute.

Ces réactions rapides à changement de support sont à distinguer des mouvements volitionnels des jambes (ou des bras). Parmi les critères distinctifs entre le pas compensateur et le pas « volontaire », il y a la vitesse rapide avec laquelle un pas compensateur est exécuté suite à une perturbation, il est aussi initié beaucoup plus vite, avec une latence allant de 50 à 150 ms lorsqu'il faut environ 250 ms pour initier un pas volontairement (Burleigh, 1994), même avec la consigne de déclencher le pas 'le plus vite possible' après un stimulus visuel ou le déplacement de la plateforme (McIlroy et Maki 1993, 1996; Maki et McIlroy, 1997). Cette rapidité s'observe même lorsqu'il est demandé au sujet d'essayer de ne pas faire de pas. Une telle rapidité de réponse contredit l'idée d'un contrôle central sophistiqué, et plaide en faveur d'une activité au caractère automatique. Le travail de Gage et coll. (2007) a quant à lui consisté à comparer le contrôle d'un mouvement de type "Reach to Grasp" volontaire ou évoqué en réaction à une perturbation. Les sujets étaient assis sur une chaise qui s'inclinait comme un pendule inversé dans le plan frontal. Les caractéristiques permettant de distinguer les deux types de contrôle sont la latence de début du mouvement (137 vs. 239 ms) et sa vitesse (de réalisation et de pic). Par-contre, la séquence d'activation musculaire et l'ordre des événements spécifiques sont les mêmes, ce qui pourrait signifier que malgré des différences temporelles, le contrôle est gouverné par des mécanismes neuronaux communs. Les différences au niveau musculaire pour le pas n'ont pas été étudiées à notre connaissance. Enfin, l'absence d'éléments plaidant en faveur d'un contrôle anticipateur est un autre critère distinctif : en temps normal, si des APA sont toujours présents lors d'une initiation volontaire de pas, les mêmes travaux précurseurs de McIlroy et Maki (1993) ont montré qu'ils étaient souvent absents ou tronqués lors d'un pas réalisé suite à une perturbation imprévue. Dans le cas du pas volontaire (ie non compensateur, comme l'initiation de la marche, les APA servent à propulser le CM vers la jambe de support avant d'initier le pas et lever le pied afin de contrer la tendance du corps à tomber du côté non supporté pendant la phase oscillante. Un APA dure 100-150 ms en moyenne; cette omission permettrait la réponse rapide, mais favorise en contrepartie une instabilité latérale, car elle exige d'arrêter le mouvement latéral du CM lors de la phase d'atterrissage. La déstabilisation qui s'ensuit peut donc compliquer le contrôle du pas compensateur, en particulier chez les personnes âgées. Dans leur étude menée en 1999, McIlroy et Maki déclenchent un pas (non contraint) grâce à une translation de surface (TSS) antéropostérieure imprédictible, et le comparent à 2 autres conditions : un pas rapide, volontaire, en réaction à un signal lumineux, et un pas compensatoire contraint, évoqué par la même translation. Si des APA médiolatéraux sont présents dans 70% des réactions, ils sont de trop faible amplitude et de trop courte durée pour exercer une influence substantielle sur le déplacement latéral du CM ayant lieu lors du lever de la jambe ou la phase de swing. Lorsqu'ils sont présents, ces APA n'auraient donc qu'une valeur fonctionnelle réduite lors de tels mouvements compensateurs rapides. En résumé, la présence d'un APA médiolatéral pendant le stepping compensatoire représente une tentative de pré-planifier une réponse stéréotypée de stepping ; mais la nécessité de réagir rapidement à l'instabilité antéropostérieure non prédite/prévue, induite par la perturbation ne permet pas à cette phase anticipatoire d'aboutir complètement. Le contrôle prédictif n'est donc pas un mécanisme prioritaire par lequel le SNC gère l'instabilité latérale émanant des réactions à CS. En résumé, bien que les réactions compensatoires se caractérisent par l'absence d'APA, ces derniers peuvent être incorporés selon les conditions de la situation, Il y aurait un contrôle hybride, pour une part prédictif pour réduire l'instabilité latérale anticipée, puis réactif basé sur les décharges sensorielles informant de l'état du CM

pour fournir la stabilisation additionnelle requise. Ces réactions à CS (comme le “*triggered stepping*”) seraient donc de nature plus automatique et stéréotypée que les mouvements volontaires (Maki et McLroy, 1997), ce qui devrait limiter la capacité du SNC à moduler ces réactions en présence de contraintes environnementales spécifiques telles que l’obstruction par un obstacle. Contre toute attente, certaines études ont démontré la flexibilité de ces réactions: quand la stabilité latérale est sérieusement mise à mal, ou lorsque les conditions expérimentales l’exigent (exemple, une durée de swing prolongée requise pour ne pas buter dans un obstacle), des APA d’amplitude importante peuvent avoir lieu pour décélérer et stabiliser le CM avant l’exécution du pas (Zettel et coll. 2002). Dans cet article, cibles et obstacles servaient à augmenter les contraintes exercées sur la précision du placement du pied. Lorsqu’une connaissance antérieure de l’environnement est disponible, des efforts prédictifs ont lieu : le SNC est donc capable d’incorporer automatiquement des information extéroceptives au contrôle du stepping compensatoire. Cependant, l’instant d’initiation du pas n’est que très peu délayée (32 ms).

Après une perturbation médio-latérale, plusieurs formes de pas sont susceptibles d’apparaître, ainsi que l’illustre la Figure 21 (Maki et coll. 2000 ; Mille et coll. 2005) : le pas de type “*Cross-Over*” (CO), au-cours duquel le membre qui est passivement déchargé de son poids par la perturbation croise la jambe d’appui par devant ou par derrière (COF, COB) pour étendre la BS; un pattern de réponse alternatif est une séquence de coordination motrice impliquant 2 pas de côté : c’est une séquence de “*Side-Step*” (SS) dans laquelle un pas médial court est d’abord réalisé avec le membre passivement libéré de son poids, et suivi par un pas latéral plus large effectué par le segment controlatéral pour agrandir la BS. Enfin, il est aussi possible de décrire une stratégie moins courante, consistant à initier un pas avec le membre passivement chargé pour agrandir la BS (“*loaded leg SS*” - ISS)

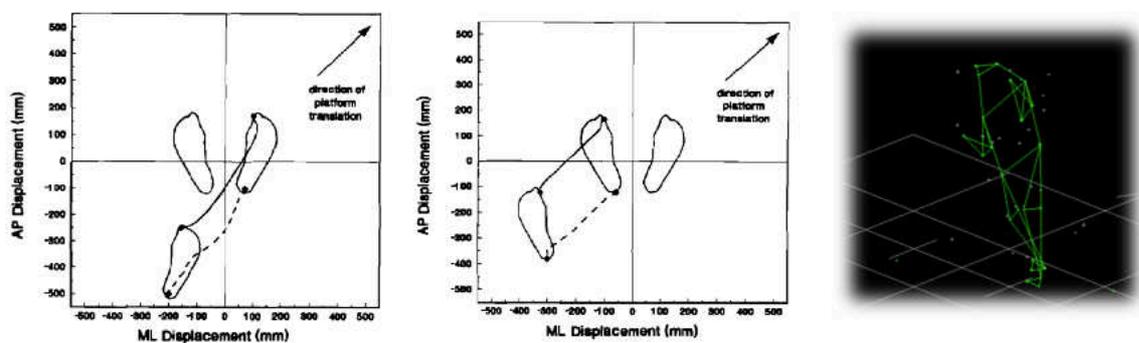


Figure 21 : Stratégies de rééquilibre suite à des perturbations sur l’axe médio-latéral

Substrat neuronal des stratégies motrices

Jusqu’à présent, il était admis que les stratégies à CS n’émergent qu’en dernier recours, si les stratégies à SF ont échoué à garder le CM dans les limites de stabilité de la BS ou bien en cas de grandes perturbations. Cette théorie de la séquentialité repose sur une hiérarchie des réponses : un échec de la stratégie à SF doit avoir lieu avant les CS ; une régulation au niveau de la cheville est mise en œuvre avant la hanche et enfin, un pas n’est effectué que lorsque le CM se déplace en dehors de la BS, et que les stratégies à support fixe ont échoué. Cela paraît d’autant plus logique que les stratégies à SF et à CS présentent des incompatibilités (en termes de contrôle du CM ou d’activation musculaire respective).

De ce point de vue lors d'une perturbation externe imprévisible imposée par le déplacement de la surface de support, les réponses à SF seraient alors les premières à apparaître. Au-niveau musculaire, les latences des muscles de la cheville correspondent effectivement à celles de la RPA décrites précédemment : allant de 80 à 140 ms pour une durée de 100 ms en moyenne (Nashner *et McCollum* 1985). A noter que lorsque l'on bouge le sol sous les pieds, les muscles proximaux des bras s'activent à des temps de latences consistants avec ces mêmes circuits (McIlroy *et Maki*, 1995; Quintern *et coll.* 1985). Ensuite, les études ont montré que le temps de latence de la réponse compensatoire de CS est toujours plus long qu'une stratégie à SF, et ce temps de latence se situe bien dans l'intervalle nécessaire et suffisant pour activer des circuits transcorticaux (Burleigh *et coll.* 1994 ; McIlroy *et Maki*, 1995 ; Maki *et McIlroy*, 2005 ; Quintern *et coll.* 1985). Partant de là, il a été proposé que les réponses à SF devaient se baser davantage sur des boucles incluant le tronc cérébral et les RP à CS impliqueraient plutôt le cortex moteur. Cette dichotomie a été amplement documentée par des études anciennes sur des animaux dont le cortex moteur avait été lésé, et qui étaient incapables d'effectuer un pas compensatoire (Bard, 1933 ; Brooks, 1933 ; Magoun *et Ranson*, 1938 ; Rademaker, 1931).

Interaction entre ces stratégies : la théorie du contrôle parallèle

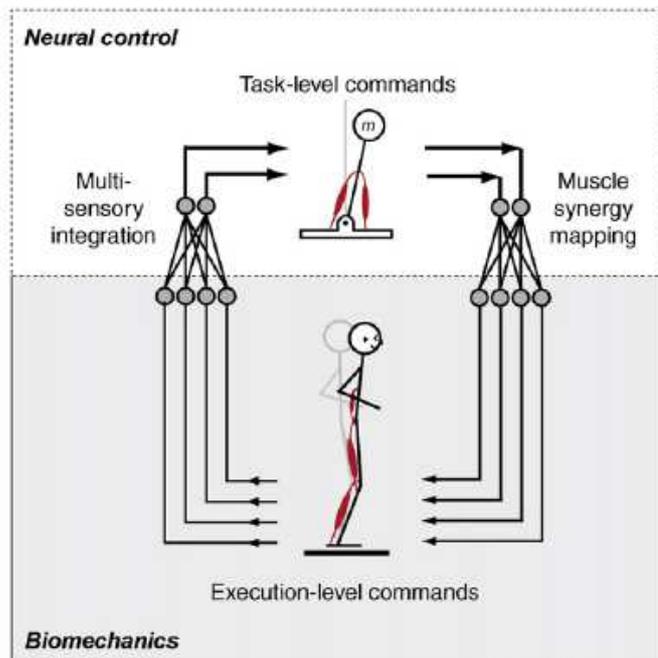
Selon le modèle conceptuel de « contrôle séquentiel hiérarchique », les transitions entre les stratégies de cheville, de hanche et de pas dépendent de frontières 'virtuelles' définies par le déplacement du CM relativement à la BS. Les observations expérimentales contredisent ce modèle longtemps admis : Maki *et coll.* (1997) ont mis en évidence la prévalence des stratégies à CS, qui sont en fait initiées très tôt, dans de nombreuses situations, quand bien même la stabilité pourrait être maintenue sans bouger les bras ou les jambes : non seulement ce serait le seul recours dans le cas de grandes perturbations, mais elles s'avèrent aussi prévalentes lorsque la perturbation est petite. Maki *et McIlroy* (1997) proposent donc l'hypothèse selon laquelle ces différentes stratégies sont initiées parallèlement: les RPA à SF peuvent s'accompagner de réponses à CS car l'initiation d'un pas peut être initiée précocément. Celui-ci serait toujours pré-programmé mais il deviendra visible ou non, en fonction des besoins ressentis par le sujet ou du but exprimé dans la situation. Nous savons par exemple qu'un pas peut être programmé précocément mais sera exécuté et effectif après influence d'un contrôle volontaire, selon la présence d'obstacles, etc (Ghafouri *et coll.* 2004 ; Zettel *et coll.* 2005). On se trouve alors dans les phases subséquentes, plus « cognitives » de la réaction, qui permettent de restaurer une posture d'équilibre debout et implique un contrôle par feedback (réaction à boucle fermée). Il n'en reste pas moins que les stratégies de pas compensateur en réponse à une perturbation externe se voient généralement précédée par les RPA, et une tentative préalable de retourner le CM dans sa position initiale en exerçant un moment angulaire, alors que les réactions d'« Attraper » peuvent avoir lieu parallèlement avec les RPA. L'étude des interactions entre les stratégies à SF et CS révèle la modulation centrale qu'il est possible d'exercer « en ligne », et qui trouve ses fondements dans les données apportées par la neurophysiologie.

2.3.3. Synergies musculaires

Le terme synergie signifie, étymologiquement, travailler ensemble. D'après Gelfand *et coll.* (1973), la synergie motrice permet de répondre à un double problème : pour contrôler une tâche, même simple, les contraintes temporelles sont telles que le nombre de paramètres doit nécessairement être faible (notion de moyen limité) car il n'est pas possible de contrôler individuellement chaque unité motrice.

Une synergie musculaire est un groupe de muscles contraints à agir de manière concertée. Ils peuvent avoir la même source de commande ou agir simultanément sans relations directes et fonctionnelles. La synergie musculaire désigne donc une organisation musculaire programmée de manière centrale, flexible et adaptable (selon les conditions initiales, les caractéristiques de perturbation, l'apprentissage, l'entraînement, l'intention,...). C'est une habileté motrice fonctionnelle et non le résultat figé d'un générateur central de pattern ou la prolongation des réflexes d'étirement. D'ailleurs, elle inclut l'activation de muscles non-étirés si cela est requis pour assurer la fonction de stabilité posturale (in Henry et Shumway Cook). Pedotti *et coll.* (1991) constatent que, s'il est probable qu'il existe des synergies musculaires pré-câblées ou génétiquement programmées (Nashner, 1977), elles doivent être adaptables et flexibles (Berthoz, 1989) et ne sont pas fixes (Macpherson, 1991). Pour Bernstein (1967), les synergies ne sont pas sous le contrôle de structures situées dans la moëlle (contrôle de bas niveau), mais correspondraient à une organisation finalisée par rapport à un but (exemple de la marche). Plus récemment, de nombreuses études de l'équipe menée par Ting L. ont cherché à modéliser ces synergies. Qualifiées de "M-modes" (Krishnamoorthy 2003, 2007), elles correspondent à des modules de bas-niveau constitués par un groupe de muscles activé de manière synchronisée (Cappellini, 2006 ; Cheung *et coll.* 2005 ; Ivanenko *et coll.* 1999 ; Ting et Macpherson 2005 ; Torres-Oviedo *et coll.* 2006) avec des gains relatifs/délais temporels fixes (d'Avella 2003, 2006). En d'autres termes, une synergie représente un pattern d'activation musculaire avec des caractéristiques spatiales et temporelles consistantes et reproductibles. Elles sont utilisées par le système nerveux comme des blocs servant à la construction d'une sortie motrice fonctionnelle lors de la réalisation de tâches posturales ou locomotrices. Leur postulat-clé est qu'elle constitue un pattern stable, et seul le niveau d'activation est modifié selon les conditions. Si le comportement moteur étudié paraît peu reproductible d'un essai à l'autre, des coordinations musculaires robustes (reproductibles) ont pu être caractérisées. En outre, seules quelques synergies musculaires permettent de reproduire une large gamme de patterns spatio-temporels d'activation musculaire : 6 voire moins représentent 92% de la variabilité totale observée chez les sujets, dans une banque de données à forte variabilité inter-essai, dépendante de la direction de la perturbation (résultat retrouvé chez le chat Ting et McKay, 2008). Les synergies musculaires identifiées par Torres-Oviedo *et coll.* (2007) suite à une TS antéropostérieure sont la concrétisation des stratégies sélectionnées (patterns d'activité musculaire associés aux stratégies de hanche, de cheville et même de genou) selon une activation disto-proximale tandis qu'une perturbation médiolatérale implique une autre synergie (activation des muscles proximaux et quelques muscles distaux). De plus, l'analyse des synergies musculaires et leurs effets par Ting et McKay (2007, 2008) montrent qu'il existe un modèle interne pour la production de force en réponse posturale pour orienter les vecteurs-forces 'synergies' (cf. Figure 22)

Ce système de contrôle postural peut être mis en défaut si une défaillance survient à tel ou tel niveau de la chaîne sensori-motrice (stade perceptif, intégration centrale, exécution de la réponse,...) ; mais aussi à cause d'une perturbation externe contre laquelle il serait impossible de lutter par-exemple.



D'après ce modèle proposé par [Ting et coll. \(2007\)](#) le but dirigé vers une tâche est transformé en l'activation d'un patron musculaire spatiotemporel (task level → execution level)

Les synergies représentent la base d'une structure hiérarchique neuronale

Figure 22 : Modélisation des synergies musculaires

2.3.4. Evolution du contrôle de l'équilibre chez l'enfant

L'enfant passe par de nombreuses conditions environnementales: passage du milieu intra-utérin à extra-utérin où survient l'effet non-négligeable de la gravité, de la position couchée à debout, puis chaque activité nouvelle requerra un contrôle spécifique de l'équilibre et il sera parfois mis en situation de déséquilibres imprévus. Quatre périodes vont permettre l'acquisition d'une stratégie d'équilibre chez l'enfant, d'après [C. Assaiante \(1996\)](#) recensées en [Annexe 3](#), mais le premier référentiel utilisé au plan ontologique est le bassin. Le tronc représente la base de constitution du référentiel égocentrique qui deviendra plus tard allocentrique, et dont le développement est indispensable au contrôle postural. L'utilisation de la tête comme référentiel est plus complexe car pour servir de base de référence et être stabilisée, un niveau de maturité neurologique doit être atteint. L'enfant est particulièrement concerné par la chute, d'où l'intérêt de préciser l'évolution de sa capacité de contrôle anticipateur ou réactif. Les APA² s'acquièrent par expérience au-cours du développement : ils s'améliorent dès 4 ans avec les débuts de la marche pour permettre le transfert du poids d'une jambe à l'autre. Les ajustements posturaux réactionnels consécutifs à une perturbation imprévue de l'équilibre interviennent chez l'enfant non seulement avec un temps de réponse plus long (+20-40 ms au niveau musculaire) et ne sont pas adaptés aux variations externes. Le blocage du CM prenant plus de temps, le déséquilibre suivant la perturbation est également plus important, les oscillations sont plus grandes. Les réactions aux translations de plateforme dans la direction antéropostérieure sont aussi coordonnées que pour les adultes, mais elles s'en distinguent par le fait que les antagonistes sont autant contractés que les agonistes. Après 7 ans, le temps de latence décroît et l'écart temporel entre la contraction muscles distaux (proches du point de support et premiers activés) et proximaux passe de 36 à 18 ms ([Forssberg et Nashner, 1982](#)). Enfin, les enfants déploient, à l'image d'un novice dans une nouvelle activité motrice, une trop grande activité musculaire par rapport au but poursuivi. Les caractéristiques « adultes » du contrôle de l'équilibre s'amélioreront jusqu'à 10 ans ([Debu, 1998](#) ; [Woollacott, 1989](#)) : à

² Contractions musculaires antérieures au déséquilibre prévu et le prévenant

cet âge, le SNC intègre les afférences proprioceptives aux afférences vestibulo-oculaires pour moduler les synergies musculaires posturales. L'évolution des structures neuromusculaires associées à l'expérience sous-tend cette amélioration des ajustements posturaux réactionnels. Peu à peu, l'activité EMG se raffine, avec une diminution des co-contractions agonistes/antagonistes.

3. DE L'ÉQUILIBRE A LA CHUTE ...

Une chute ne peut survenir qu'à la suite d'une perte initiale de l'équilibre, c'est à dire l'atteinte d'un état de déséquilibre. Puis c'est l'échec des mécanismes pour se rééquilibrer qui signe définitivement son occurrence. Le déséquilibre initial peut être provoqué par un trébuchement, une glissade, une collision,... Différents dispositifs expérimentaux se sont mis en place pour reproduire ces situations de la vie quotidienne afin d'étudier les stratégies de rééquilibration mises en œuvre dans un tel contexte. Si les réponses motrices pour compenser ces déstabilisations ont été bien décrites, ce qui caractérise leur échec l'est moins: est-il dû à un défaut dans la sélection de la stratégie, un délai dans l'initiation de la réponse, un déficit dans l'amplitude,... ? La compréhension « mécanistique » de la chute constitue ce vers quoi nous tendons. Au préalable, il apparaît néanmoins important de préciser le vocable « chute ».

3.1. Comment définir une chute accidentelle ?

Rappel : il ne sera pas ici fait question des chutes causées par une perte de connaissance, survenant suite à un AVC ou dues une consommation d'alcool excessive, une agression, ou à un accident extrinsèque majeur tel qu'un accident de la circulation, une chute de cheval,. De même, les situations pathologiques ne seront abordées que pour évoquer le risque de chute qu'un tel contexte peut engendrer.

Malgré la littérature abondante sur le thème de la chute, sa définition diverge d'une étude à l'autre. Ce manque de standardisation et d'homogénéisation peut contribuer à la difficulté d'interprétation et d'application des stratégies d'évaluation et d'intervention pour la prise en charge; d'où l'intérêt d'identifier les principaux critères d'une chute notamment pour nos choix méthodologiques.

La chute est l'action de tomber, c'est-à-dire de perdre son équilibre et d'être attiré vers le sol sous l'effet de la force de pesanteur (cf. revue systématique de [Hauer et coll. 2006](#)). Cette définition globale est insuffisante car elle n'inclut -ni le(s) mécanisme(s) sous-jacent(s) (il est parfois fait état d'un trouble affectant la présence ou l'intégrité des réflexes posturaux de protection adaptés type « parachute » mais ils sont rarement définis) - ni les causes ou les conséquences (tel qu'elles apparaissent dans la terminologie anglophone utilisée par le descripteur MeSH (Medline) : tout glissement/trébuchement aboutissant à une blessure), - ni le caractère involontaire (tel que défini par l'OMS : action de tomber indépendamment de sa volonté), - ni le fait de se retrouver suite à la chute dans une position de niveau inférieur par rapport à la position de départ (une définition souvent retenue est celle du [Kellogg international working group \(1987\)](#): « tout événement au cours duquel la personne se retrouve involontairement au sol ou à tout autre niveau inférieur par-rapport à sa position de départ. Cela peut inclure un événement au cours duquel la personne se retrouve au sol, trébuché dans les escaliers, glisse ou perd l'équilibre et heurte un objet (table, lit, etc.) ». Nous retiendrons donc le diagnostic de chute accidentelle lorsque survient le fait de se retrouver de manière inopinée et involontairement dans une

position d'un niveau inférieur à la position de départ (au moins 15% de la taille selon le critère utilisé par Pavol *et coll.* (2002).

Dans le cadre du secteur en pleine expansion que représente la Télémédecine, les « détecteurs de chute » en temps réel suscite de nombreuses recherches appliquées, avec l'objectif d'établir un diagnostic de chute de manière précoce sur la base d'indicateurs fiables (Noury *et coll.* 2007 ; Srinivasan *et coll.* 2007) à l'aide d'outils fonctionnels tels que l'accéléromètre sans fil (Chao *et coll.* 2009). La conception de ces outils reste délicate du fait notamment du problème des fausses alarmes induites par la dynamique de mouvements tels que les sauts ou la marche. A cette fin, d'autres critères tels que la durée pendant laquelle le corps reste en position horizontale (Noury *et coll.* 2008) ou lors de la phase de descente, l'augmentation simultanée des vitesses horizontale et verticale du tronc de 2 à 3 fois supérieure à celle observée dans les activités normales (Wu *et coll.* 2000).

3.2. Qui est à risque de chute?

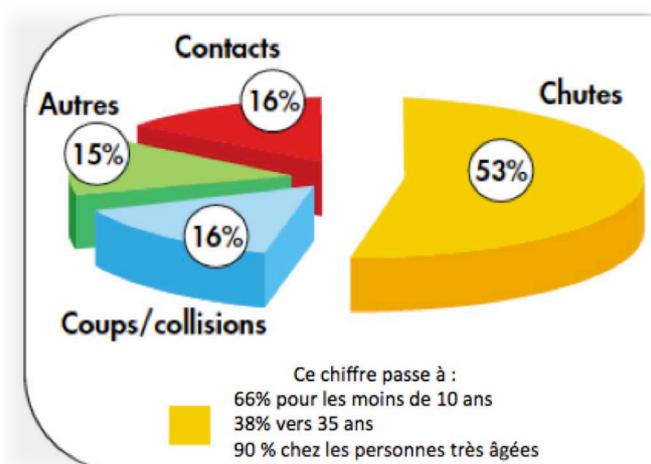
Dans cette partie nous ciblerons tout d'abord la population susceptible d'être particulièrement touchée par ce phénomène qu'est la chute accidentelle, pour appréhender ensuite les caractéristiques des sujets dits « chuteurs » afin d'identifier les éventuelles convergences émanant de nos résultats expérimentaux.

La chute représente la deuxième cause de décès accidentels dans le monde après les décès dus aux traumatismes provoqués par les accidents de la route. L'âge, le sexe, l'état de santé peuvent avoir une incidence sur l'exposition à la chute, et le type et la gravité du traumatisme (aide-mémoire n°344 « Les Chutes » de l'OMS, octobre 2012)

3.2.1. Effet du Genre : un mécanisme inexpliqué

Dans l'étude exhaustive de O'Neill *et coll.* (1994) portant sur 1243 sujets âgés de plus de 50 ans, un effet de l'âge ainsi que des différences hommes/femmes ont été constatés vis à vis de la chute. L'étude de Pavol *et coll.* (1999) indique également que les femmes tombent 4 fois plus que les hommes. Par ailleurs, la *New Mexico Aging Process Study* (2007) montre que la peur de tomber augmente avec l'âge, et surtout chez les femmes, notamment lorsqu'elles sont déjà tombées. Enfin, un effet du sexe sur le type de chute est aussi constaté, i.e. les femmes sont plus enclines à se fracturer la hanche en tombant tandis que les hommes tombent plutôt sur leurs mains. Si des hypothèses ont été avancées pour expliquer ces différences liées au genre, aucune étude à notre connaissance ne les a confirmées expérimentalement.

3.2.2. Effet de l'Age : une courbe en U inversé



Les chutes sont de loin, et à tous les âges, le mécanisme principal des accidents de la vie courante (53%). Cependant il touche plus particulièrement les personnes très âgées (90%) et les enfants 66%).

Source : Brochure Anah « les accidents de la vie courante », déc. 2005

Les précédents travaux publiés sur la chute constatent une augmentation non-linéaire des chutes à partir de 65 ans. L'âge (chronologique) n'est pas le seul critère à considérer, il importe de prendre en considération l'état de santé, le niveau d'activité et/ou le degré d'autonomie de l'individu. Ainsi, trois catégories de personnes sont identifiées i.e. les personnes dites « vigoureuses », « malades », et « fragiles » (Speechley et Tinetti, 1991). L'étude longitudinale suisse SWILSO-O définit la fragilité lorsque 2 des 5 dimensions suivantes sont altérées, i.e. la mobilité, les sens physiques, sensorielles, la mémoire, ou l'énergie. La survenue de chute(s) correspond à la fois à un symptôme/marqueur de fragilité (Ryynanen *et coll.* 1992) et à un événement stressant capable de décompenser cet état fragile donc instable (SFDRMG, 2005).

3.2.3. Pathologies neurologiques et Troubles de l'équilibre

Des troubles de régulation centrale liés à des atteintes du système nerveux engendrent une perturbation au niveau des fonctions posturales et motrices et donc une grande aptitude à la chute (Thoumie, 2003). Par exemple, l'hémiplégie induit un décalage de la référence égocentrée du côté de la lésion cérébrale (Rode *et coll.* 1993). On sait aussi que dans les conditions de déprivation sensorielle, ces patients privilégient les afférences visuelles dans leurs réactions d'équilibration (Bonan *et coll.* 1996) et lorsque cette afférence est inexacte se trouvent exposés à un risque de chute. Les trois symptômes moteurs cardinaux chez un Parkinsonien sont le tremblement de repos, la rigidité, responsable d'une attitude en flexion, la bradykinésie et l'akinésie ("freezing") qui entraînent un retard d'apparition des réactions de protection et d'équilibration (Bazalgette *et coll.* 1986), à l'origine de nombreuses chutes. Il y a un déficit (voire une perte) des ajustements posturaux nécessaires pour compenser les déséquilibres permanents auxquels est soumis le corps, ce qui rend ces patients particulièrement sensibles aux chutes en situation d'instabilité, comme lors de déséquilibres internes (réalisation d'un mouvement volontaire) ou externes (déstabilisation inattendue comme lorsque l'on tire légèrement la personne par le dos de son vêtement). La symptomatologie motrice dans cette maladie neurodégénérative engendre donc des troubles de la posture et de l'équilibre handicapants. Contrairement aux tremblements, la perte de stabilité posturale n'est pas améliorée par les médicaments, et peut même être aggravée. Mais récemment, le New England Journal of Medicine a publié les résultats d'un essai clinique analysant les bienfaits de la pratique du Tai Chi chez ces patients (Li *et coll.* 2012). De plus, on sait que ces patients utilisent

préférentiellement les afférences visuelles plutôt que proprioceptives ou vestibulaires (Bronstein *et coll.* 1990) pour réguler leur équilibre. L'instabilité posturale du patient cérébelleux est connue de longue date. Dichgans *et coll.* (1976) ont dégagé de l'enregistrement stabilométrique des éléments plus spécifiques, en particulier l'augmentation des oscillations antéropostérieures dans les lésions vermiennes, et latérales dans les lésions spinocérébelleuses. Par-ailleurs, les ataxies proprioceptives engendrent une sollicitation préférentielle des afférences visuelles, mise en évidence par le test de Romberg. Enfin, nous pouvons citer les polynévrites, puisque la neuropathie diabétique entraîne sur le plan postural une augmentation des oscillations. Dans les neuropathies évoluées, la perte des afférences périphériques et le déficit moteur se conjuguent, rendant inefficaces les stratégies de cheville et périlleuse l'initiation du pas.

3.2.4. Le sujet chuteur

Lorsque l'on écarte les paramètres relevant de pathologies associées ou des caractéristiques environnementales, les comparaisons de population Chuteurs vs. Non-Chuteurs permettent d'identifier des paramètres caractérisant le patient à risque de chute. Résumés ci-dessous, ils sont abordés en détail en section 1.2 du Chapitre II. Thoumié (2003) recense 1-un défaut de perception du déséquilibre. Celui-ci peut provenir d'une lésion des récepteurs périphériques ou d'une diminution de la sensibilité. Par exemple, une vision diminuée est associée à une majoration du risque de survenue d'une chute ; 2- un retard de déclenchement des réflexes, les latences nerveuses sont augmentées (en cause possible, une neuropathie ou compression des voies nerveuses intra-rachidiennes) ; 3- un allongement du temps de réaction, surtout si l'ordre est complexe ou successif (Lord *et coll.* 1991), mais aussi du temps de traitement et l'impossibilité de réaliser avec efficacité plusieurs tâches simultanément est aussi rapportée ; 4- un déficit des effecteurs intervenant dans les réactions d'équilibration ou de protection.

3.3. Conséquences des Chutes chez la Personne Agée

Si les enfants sont aussi un groupe à risque, du fait des stades de développement qu'ils traversent, leurs prises de risques, etc. les personnes qui font le plus grand nombre de chutes mortelles et qui sont le plus à risques de traumatisme grave ont plus de 65 ans.

3.3.1. Conséquences traumatiques et fonctionnelles aigües

Les chutes résultent parfois en des traumatismes physiques modérés à sévères (voire des décès), qui sont le résultat de la force d'impact du corps sur la surface du point d'arrivée au sol. On estime à 6 à 8% des chutes entraînant des séquelles physiques, qui peuvent être de 3 types: les traumatismes mineurs se limitant à une atteinte superficielle de la peau (hématomes sous-cutanés, excoriations de l'épiderme), les traumatismes modérés (tassements/fractures des vertèbres ou des côtes, luxations) et les traumatismes sévères que définissent les fractures fémorales, les hématomes sous-duraux/intra-crâniens ou périphériques volumineux, les traumatismes de la face et les lacérations cutanées plus profondes. Lorsque la chute est responsable de fracture, il s'agit 1 fois sur 3 d'une fracture de l'extrémité supérieure du fémur, indirectement responsable d'une mortalité élevée dans les mois qui suivent. D'après les données de Svensson *et coll.* (1992), chez les sujets de 80 ans et plus, 41% chutent, 80% sont blessés à cette occasion et 25% se fracturent le col du fémur. Le risque fracturaire est plus important en cas de pathologies, fragilisant l'os à l'impact, altérant la vision, la marche et l'équilibre, la vivacité et l'efficacité des réflexes de protection et les facteurs d'amortissement passifs du choc. La fracture

dépend donc des caractéristiques de la chute (force et site de l'impact) et de la vulnérabilité physiologique de la personne. L'ostéoporose est un indicateur validé par de nombreuses études épidémiologiques (risque de fracture de hanche multiplié par 1,6), même elle ne prédispose pas à la chute par une incapacité à éviter les obstacles par exemple (Smulders *et coll.* 2011)

3.3.2. Conséquences psychomotrices : le syndrome post-chute

Les conséquences psychomotrices sont les plus fréquentes et les plus graves : devant cette complication fonctionnelle des chutes qui génère une incapacité à la fois motrice, psychologique et/ou cognitive partielle ou totale, les cliniciens évoquent une « urgence gériatrique » car un retard dans son diagnostic et sa prise en charge peut entraîner une cascade pathologique souvent dramatique pour la personne âgée (état de dépendance, désadaptation psychomotrice, jusqu'à un état grabataire) (Pfitzenmeyer *et coll.* 1999 ; Manckoundia *et coll.* 2007, 2008). Gaudet (1986) avait observé que cette « régression psychomotrice » était particulièrement marquée chez les personnes âgées qui sont restées longtemps au sol sans pouvoir se relever (confirmé depuis par des données épidémiologiques). Ce syndrome qui touche 1 chuteur sur 4 associe une composante motrice et psychologique : rétropulsion, appui talonnier, marche à petits pas en appui podal postérieur (antiphysiologique), BS élargie, phase unipodale réduite ou inexistante, hypertonie oppositionnelle ou extrapyramidale le plus souvent axiale, syndrome dysexécutif, abolition ou sidération des automatismes acquis et des réflexes posturaux, entraînant une perte des réactions d'adaptation posturale, avec difficulté à se maintenir en orthostatisme. A cette désadaptation posturale (Murphy *et Isaacs*, 1982) s'associe une composante psychologique à la fois plus insidieuse et plus grave : phobie de la station debout, forte anxiété avec peur du vide antérieur pouvant gêner la marche voire conduire à un refus de la verticalisation. La prise de conscience de sa fragilité survenant avec la chute entraîne un choc émotionnel, et s'ensuivent une perte de confiance en soi, un sentiment de dévalorisation et d'insécurité que suscite la crainte de retomber. Il est ensuite probable d'assister à un comportement d'évitement, qui se solde par un retrait de la vie sociale, une réduction spontanée des activités et une détérioration de la condition physique.

3.4. Prévention de la (re-) Chute

Le mécanisme des chutes, qu'elle soit unique ou répétée, chez la personne jeune ou âgée, est complexe car dans 60% des cas (Rubenstein, 2006) elle est multifactorielle (Pluijm *et coll.* 2006). L'objet de la partie qui va suivre consiste d'abord à présenter la notion de facteurs précipitants et prédisposants avant d'exposer les facteurs explicatifs de la chute actuellement connus. Après une introduction générale à l'évaluation clinique et instrumentale, nous décrivons quelques tests permettant d'évaluer de manière assez fiable le risque de chute chez le patient âgé (référé ou non pour chute antécédente), mais aussi de détecter la présence de troubles de l'équilibre et/ou de la marche dans des activités fonctionnelles notamment. Enfin, il est fait état des interventions aujourd'hui proposées à un chuteur ou détecté comme étant une personne à risque.

3.4.1. Identification des facteurs de risque (Facteurs Prédisposants vs. Précipitants)

Les facteurs fréquemment associés à un risque de chute sont recensés en Annexe 5 (Oliver *et coll.* 2004; Rubenstein, 2006). Chez la personne âgée, certains auteurs ont recensé jusqu'à 400 facteurs pouvant expliquer la chute ! A l'heure actuelle, il n'existe donc pas de consensus sur les interventions possibles

et efficaces. Ces facteurs explicatifs aussi nommés « facteurs de risque » sont généralement classés dans les trois catégories suivantes :

1- Facteurs *intrinsèques*, qui dépendent directement de l'individu et reflètent son état de santé.

Ce sont les principaux facteurs de risque de chute de la personne âgée (Tromp *et coll.* 2001; Tinetti 2003; Pluijm *et coll.* 2006). Le risque est proportionnel au nombre de facteurs présents car ils peuvent interagir entre eux. Lord *et coll.* (1994) ont démontré dans une population de personnes âgées de 80 ans (environ) que le taux de chutes était de 35 % chez les personnes ayant 1 facteur de risque intrinsèque et 88 % lorsqu'il y en avait 2 ou plus.. Comme évoqué précédemment, la corrélation entre poly-morbidité ou degré de fragilité et risque de chute a également été démontrée par Speechley *et Tinetti* (1991).

2- Facteurs *comportementaux*, qui dépendent de la conduite motrice au moment de la chute, et/ou des habitudes de vie de la personne ;

3- Facteurs *extrinsèques*, qui dépendent des conditions environnementales, du milieu dans lequel la personne chute et qui peut être défavorable

Tinetti (2003) a complété cette classification à travers les notions complémentaires de facteurs prédisposants et précipitants : les facteurs précipitants font référence aux agents qui interviennent ponctuellement dans le mécanisme de la chute et qui la déclenchent. Ils peuvent être intrinsèques (comme des circonstances pathologiques qui favoriseraient la chute, état de santé de la personne), comportementaux ou extrinsèques. Ils sont mineurs lorsque les facteurs de risque chroniques prédominent. Les facteurs prédisposants – également nommés Terrain – doivent leur nom au fait qu'ils prédisposent à la survenue d'une chute en raison du déséquilibre qu'ils entraînent. La plupart d'entre eux sont issus du cumul de multiples facteurs de risque dits intrinsèques. Ils sont souvent liés à des maladies chroniques ou au vieillissement, comme par exemple les maladies dégénératives corticales (maladie d'Alzheimer) ou sous-corticales (2^{ème} grand groupe d'affections neurologiques).

L'étude de Ganz *et coll.* (2007) présente l'intérêt de quantifier le risque de nouvelle chute sur la base d'un "*likelihood ratio*" : les facteurs de risque les plus associés à la chute récurrente sont la démence, la peur de tomber, les troubles de l'équilibre ou les antécédents. Selon les données des études prospectives de cohorte analysées par le NICE, l'existence d'une chute antérieure serait en soi un facteur de risque de récurrence. En résumé, la chute du sujet âgé est souvent le résultat d'un processus aux facteurs multiples, ce qui la rend si difficile à prédire. Cependant, l'identification de ces facteurs facilite la mise en œuvre de tests d'évaluation du risque de chute.

Le tableau présenté en Annexe 5 recense certains facteurs de risque de chute, les évaluations disponibles pour en certifier la présence chez une personne âgée chuteuse ou non et les interventions actuellement proposées aux patients dans un but de prévention de (re-)chute, reconnues comme efficaces et adaptées (SFGG, 2009)

3.4.2. Evaluation de la posture et de l'équilibre

De nombreuses échelles, tests et algorithmes ont été proposés pour évaluer les capacités d'équilibre et de marche du sujet âgé. Ils sont rarement prédictifs d'un risque de chute car celle-ci est difficile à appréhender par une approche réduite du fait de son caractère polyfactoriel (Tromp *et coll.* 2001; Tinetti 2003). De plus, leur sensibilité/spécificité est inférieure à 70% (Oliver *et coll.* 2004) donc ils ne ciblent et ne dépistent pas parfaitement les personnes les plus à risques et leur validité reste à démontrer. Cependant, ces outils sont pertinents pour observer avec une précision sémiologique des anomalies

posturales dans l'objectif d'un diagnostic et d'une prise en charge médicale et réadaptative de qualité. L'évaluation du contrôle postural et de son vieillissement repose actuellement sur deux types d'examen : des tests comportementaux qui évaluent la performance globale du sujet et peuvent servir d'outils de détection (évaluation clinique) et des tests plus « quantitatifs » (évaluation instrumentale).

Evaluation clinique du risque de chute

Plusieurs recommandations font l'objet d'un consensus professionnel dans la démarche d'évaluation diagnostique d'une personne âgée. Celle-ci se décompose en différentes étapes:

1-	recours systématique à un interrogatoire (chute l'année précédente ?)
2-	recueil de données , évaluation du contexte et des caractéristiques de(s) chute(s) éventuelle(s) (histoire du problème d'équilibre, conditions associées pertinentes, antécédents de chute, médication,.) avec les problèmes méthodologiques que cela pose au professionnel
3-	examen clinique complet (évaluation neuro-musculo-squelettique)
4-	évaluation du contrôle postural , des transferts fonctionnels et des fonctions sensori-motrices. De nombreux tests ont été développés comme le <i>Berg Balance Scale</i> , <i>Timed Up and Go</i> , <i>Trunk Impairment Scale</i> , <i>Arm raising/Forward Reach</i> , <i>Step/Tap</i> , <i>Step-up</i> , <i>Weight shift</i> , <i>Brunel balance assessment</i> ,... (Tyson, 2009). Certains ont permis de différencier les chuteurs des non-chuteurs (<i>Tinetti</i> , <i>Stop Walking when Talking</i> , ou encore <i>le test unipodal</i> ,.) Par ailleurs, certains tests spécifiques sont pertinents selon le problème identifié (étude de la fonction vestibulaire : <i>manoeuvre d'Hallpike</i> , <i>test de Romberg</i> ; du syndrome post-chute : <i>échelles FES</i> , <i>ABC</i>). D'après l'expertise des cliniciens, certains items doivent particulièrement susciter l'intérêt: l'équilibre en position assise, l'existence d'une rétroimpulsion témoignant d'une franche altération des aptitudes posturales; le lever du fauteuil/retour assis qui met en jeu des schémas posturaux complexes indispensables à l'autonomie; la résistance à une légère poussée déséquilibrante appliquée en avant/arrière afin d'évaluer la qualité des réactions d'équilibration ou encore l'aptitude du patient à se relever du sol spontanément.

Nous souhaitons mettre le projecteur sur le BESTest (Horak *et coll.* 2009), qui constitue un outil d'évaluation clinique relativement complet, fiable et validé. Il vise à identifier la contribution de différents mécanismes sous-jacents au contrôle postural, pour mieux comprendre un éventuel déficit fonctionnel. Les concepteurs se basent sur le constat selon lequel il n'existe pas de « système de l'équilibre » mais qu'il repose plutôt sur plusieurs sous-systèmes complexes et indépendants : les contraintes biomécaniques, les limites de stabilité et le sens de la verticalité, les ajustements posturaux anticipateurs et réactifs, l'organisation sensorielle (orientation) et la stabilité au cours de la marche. Ce test repose sur le concept d'interaction cher à Bernstein (1967), appliqué aux résultats de plusieurs travaux mettant en évidence l'effet qu'engendre une contrainte propre à un mécanisme spécifique sur l'équilibre postural. Cet outil présente l'avantage de guider la réhabilitation vers un axe de traitement particulier, ce qui fait souvent défaut aux thérapeutes ; mais l'évaluation cognitive est à améliorer. Sa version simplifiée (le miniBEST présenté en Annexe 6), s'est également montré satisfaisante en termes d'évaluation du risque de chute et de détection de sujets à risque

Evaluation instrumentale

L'évaluation instrumentale permet de préciser les caractéristiques de l'équilibre en terme de réactions, de référentiel et de stratégies d'équilibration. Néanmoins, ces tests sont en général complexes à mettre en œuvre pour une exploration quotidienne. A côté des plateformes statiques de conception déjà anciennes se sont développées des plateformes dynamiques désormais couplées avec des enregistrements électromyographiques et cinématiques. Les tests quantitatifs se limitent généralement à - l'examen stabilométrique sur plateforme de force qui quantifie les oscillations du sujet au repos

(posturographie statique), ce qui lui confère une valeur prédictive discutable pour l'équilibre dynamique ; ou - à l'Equitest (cf. Figure 23), qui s'il explore avec succès l'équilibre debout dans plusieurs environnements sensoriels présente l'inconvénient d'être un dispositif expérimental lourd, coûteux, éloigné de la réalité et qui ne permet pas de mesurer le mouvement de tout le corps du sujet soumis à une perturbation.

Les tests d'évaluation quantitative du contrôle postural (et/ou de son vieillissement) en condition dynamique sont limités. C'est dire l'intérêt d'être en capacité de mieux caractériser et évaluer les capacités sensori-motrices du sujet âgé mais aussi tout-venant au-vu de l'ampleur que pose le problème du contrôle postural.

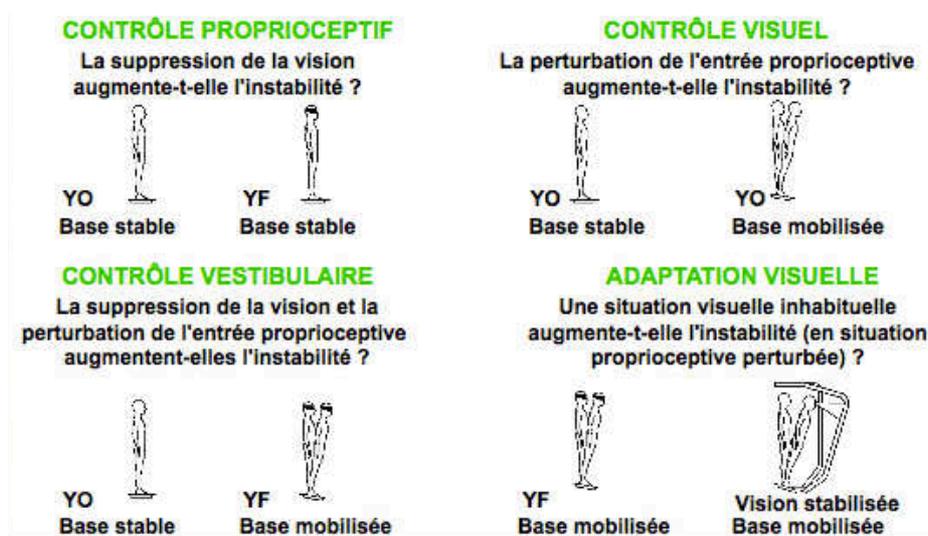


Figure 23: Principe du Système Equitest (NeuroCom)

Il permet de mettre en évidence une éventuelle origine sensorielle d'un trouble postural grâce à la manipulation systématique des entrées visuelles, proprioceptives et vestibulaires. Les modifications des paramètres de stabilité sont quantifiées grâce à une plateforme de force.

3.4.3. Interventions pour prévenir la (re-)chute

Après avoir identifié les paramètres laissant présager de futures chutes chez les patients à risques, s'ils paraissent à la fois accessibles à un traitement et susceptibles d'être modifiables et modifiés, la correction d'un facteur de risque (précipitant ou prédisposant) est vivement recommandée. La revue de Ganz *et coll.* (2007) montre que les interventions multi-factorielles diminuent de 30 à 40% les chutes chez les personnes âgées. L'étude clinique contrôlée de Smulders *et coll.* (2010) a montré, par un programme de prévention multidisciplinaire, les bienfaits de l'exercice sur des patients souffrant d'ostéoporose et de chutes antérieures (meilleure confiance en son équilibre, nombre de chutes diminué,) Il n'existe pas de réponse consensuelle à l'aspect mono vs. multifactoriel de l'intervention, que la chute soit unique ou multiple. Cette absence de consensus provient principalement d'une grande hétérogénéité s'exprimant à différents niveaux : les populations étudiées allant de la personne en bonne santé vivant à domicile aux personnes âgées fragiles institutionnalisées ; les critères de jugement choisis, le temps écoulé entre l'application de l'intervention et la survenue de la première chute ; les interventions elles-mêmes souvent peu décrites ne permettent pas d'identifier si l'effet est dû à la combinaison des composants de l'intervention ou à un effet spécifique de l'un d'entre eux, etc. Concernant les interventions mono-factorielles, certains effets ont été validés sur des PA vivant à

domicile (Gillespie *et coll.* 2003). Dans ce cas, l'intervention centrée sur la pratique d'une activité physique comportant des exercices posturaux et d'équilibre statique et dynamique profite en particulier aux chuteurs récurrents, mais il reste à préciser la nature exacte et le dosage (durée, intensité, fréquence,). Au-regard des résultats issus des différentes études, le concept de spécificité propre à l'entraînement sportif nous semble pertinent. En ce sens, un programme de prévention des chutes doit contenir une composante « équilibre », mais comme le pointent Maki *et coll.* (2008), ils impliquent pour la plupart une modalité de contrôle volontaire/prédictif. Or le contrôle neuronal des mouvements volontaires et des réactions compensatoires évoquées par une perturbation inattendue diffèrent fondamentalement. Mansfield (2007, 2010) ont proposé récemment d'entraîner les réactions compensatoires (telles que la prise d'un pas) à l'aide d'un protocole d'entraînement basé sur des perturbations. Une parenthèse pour souligner ici l'intérêt que suscite actuellement le Taï Chi, cet art martial ancestral d'inspiration taoïste dans le milieu médical occidental (cf. Annexe 7). Soixante essais cliniques sont actuellement répertoriés dans clinical-trials.gov. Beaucoup concernent la prévention des chutes chez les personnes âgées et ont montré son efficacité pour l'amélioration de l'équilibre (Schleider *et coll.* 2012).

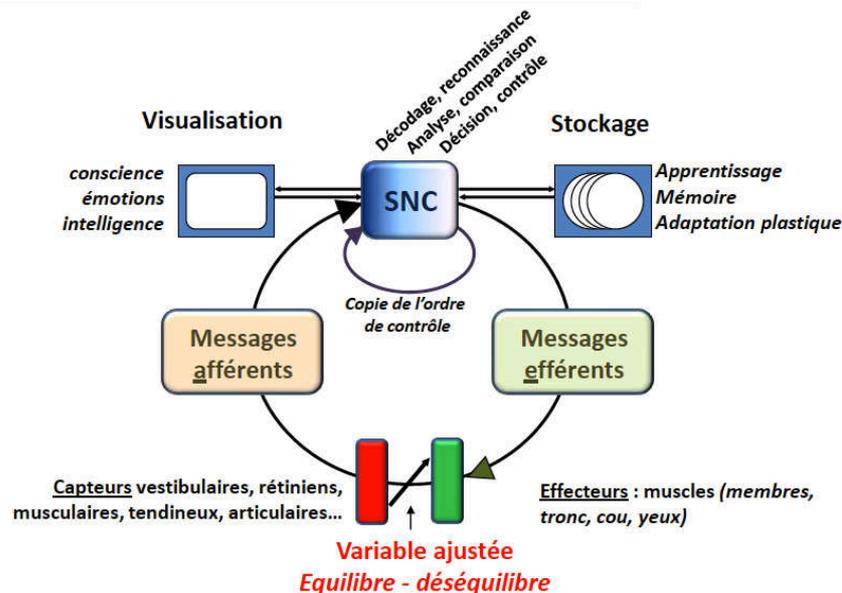
En conclusion de cette partie, nous retiendrons que la détection d'une personne à risque de chute est difficile à établir et les interventions les plus à même de prévenir la survenue d'une nouvelle chute sont variées, même si aucune n'a pour l'instant emporté l'unanimité. La technologie actuelle permet de simuler des perturbations externes couramment rencontrées dans la vie quotidienne, de façon inattendue. Dans ce cadre, notre travail mené sur la « machine à tomber » pourrait apporter une plus-value aux tests cliniques d'évaluation de l'équilibre : ils sont indispensables pour étudier le contrôle postural, mais ne doivent pas seulement être comportementaux. Une analyse quantitative contribuera à mettre en évidence des valeurs prédictives de la (in)stabilité du sujet, afin de détecter des sujets potentiellement à risques (« chuteurs »).

4. SYNTHÈSE & OBJECTIFS GÉNÉRAUX

Nous disposons d'un système de contrôle postural complexe, qui fait interagir de nombreuses ressources pour le maintien de l'équilibre. Avec l'évolution s'est développée une capacité à réorganiser l'action en fonction d'événements imprévus (Berthoz, 2008). Ces processus de correction font intervenir une mémoire du passé, une faculté à prédire, à simuler une action future,... Les récepteurs sensoriels permettent aussi de mesurer les variables pertinentes pour la survie de l'espèce. Ainsi, s'il bute sur une marche, les récepteurs vestibulaires du jeune enfant s'activeront, excitant les voies réflexes vestibulo-spinales qui engendreront des réajustements posturaux (de type redressement de la tête et du corps); associés quelques millisecondes plus tard à un réflexe proprioceptif déclenché par les récepteurs proprioceptifs cervicaux. La conjonction des décharges (capteurs tactiles et variations de pression, FNM sensibles à la vitesse d'étirement, accélérations de la tête,) permet d'informer précocément et précisément le système nerveux sur la nature du déséquilibre. Le rattrapage postural se caractérise par sa vivacité, comme le révèle l'étude des stratégies compensatoires. Il l'est d'autant plus que nous

disposons d'un répertoire de réactions posturales "prêtes à l'emploi"; ces synergies sont des réactions stéréotypées, déclenchées par des configurations particulières de signaux sensoriels. On perçoit ici le rôle clé de ces capteurs, à la fois détecteurs et déclencheurs, dont l'information, vestibulaire par exemple, n'est *pas seulement un signal mais aussi un signe* (Berthoz, 2008)

Comment un système aussi perfectionné échoue-t-il parfois à sa mission de stabilisation, i.e. à sa fonction cible définie par "le maintien de l'équilibre debout" ?



d'après Pr. Y. Péreón « un mode de contrôle stéréotypé », in Physiologie de l'équilibre (DU Rééducation de l'équilibre)

Nous avons montré, au cours de ce premier chapitre en quoi la Chute est un problème ...

- pour l'Homme (cf. phylogénèse),
- pour l'Homme en devenir (éclairage de l'ontogénèse),
- pour l'Homme d'aujourd'hui (placé dans un contexte de modernité, passer debout dans les transports en commun, accidents de la vie courante, ...)
- et pour l'Homme de demain (considérant le vieillissement de la population).

Le système postural peut être mis en défaut si une "défaillance" survient dans la chaîne sensori-motrice. Les facteurs impliqués dans le mécanisme de la chute peuvent être d'origine extrinsèque (comme une perturbation trop importante) ou intrinsèque (comme une pathologie provoquant des troubles de l'équilibre). D'un point de vue expérimental, nous avons travaillé sur une population jeune et saine, afin d'écartier les facteurs intrinsèques liés à l'âge ou la pathologie pouvant favoriser l'apparition d'une chute, et d'analyser plus particulièrement la chaîne de traitement impliquée dans le maintien d'un équilibre stable. En recréant le scénario susceptible de provoquer une chute (perturbation externe imprévisible), nous souhaitons, par la quantification de la sortie motrice, inférer les mécanismes sous-jacents: au niveau sensoriel (première étude), central (troisième étude) mais aussi évaluer le rôle des propriétés mécaniques du "corps en mouvement" (deuxième étude). Nous émettons l'hypothèse que tout se joue en phase précoce, dans les 500 premières millisecondes suivant la perturbation.

Pour atteindre notre objectif visant à identifier les mécanismes neurophysiologiques, biomécaniques et cognitifs mis en jeu pendant la chute, ce travail est composé de trois études :

- La première étude est une analyse globale de la phase précoce d'une chute (soit les quelques centaines de millisecondes précédant l'impact), afin d'évaluer la capacité du sujet à réagir à une perturbation imprévue : « *Quelles sont les stratégies de réponse posturale mises en œuvre, comment s'opère la sélection d'une stratégie, à partir de quels critères est-elle choisie et pour quelle latence de déclenchement, qu'est ce qui assure leur opérationnalité et garantit le rattrapage et/ou une protection efficace?*, ». Ce sont autant de questions qui nous ont conduit à mener ce premier travail. Cette première étude se propose de mettre en évidence des réactions posturales différentes selon l'intensité de la perturbation administrée par translation soudaine de la surface de support, afin d'explorer les mécanismes d'intégration sensorielle sous-jacents, censés permettre au sujet de différencier les perturbations posturales où la chute est hautement improbable de celles où elle est inévitable.

A partir des résultats observés dans cette étape initiale, nous avons décliné deux axes de travail :

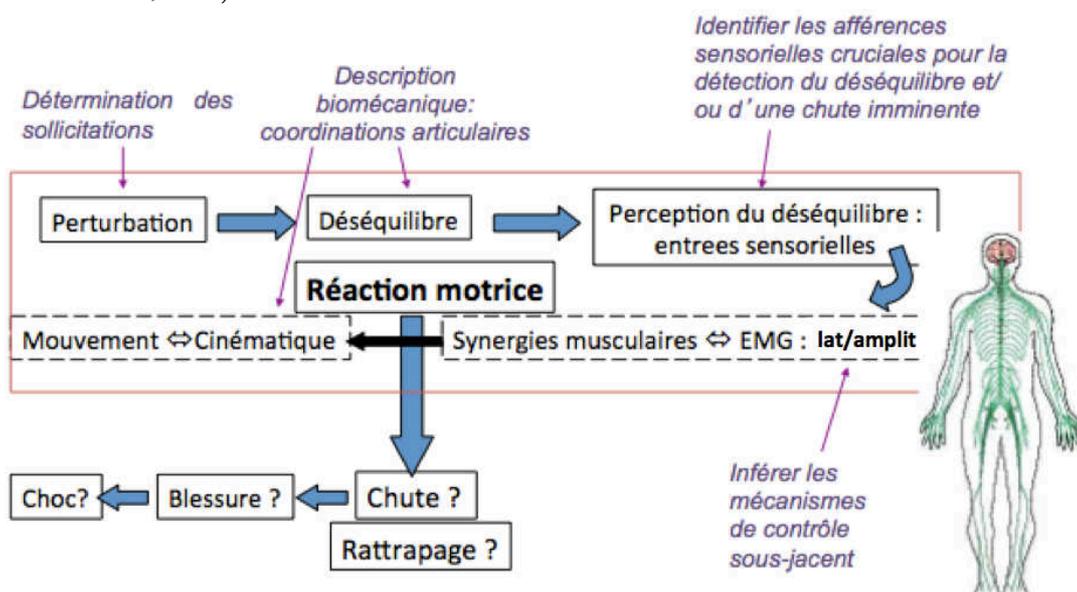
- La deuxième étude présentée est une modélisation de la réponse posturale afin d'explorer la contribution relative de propriétés biomécaniques passives et des synergies musculaires actives en jeu pendant la chute : « *Quelle est la chronologie de la chute après perturbation de la posture debout ? quel scénario, s'il existe conduit à une chute ? Quelle est la contribution des facteurs biomécaniques dans la réponse posturale ? Dans quelle mesure un modèle mécanique est-il apte à prédire la réponse réelle à la perturbation ?* » Grâce à la construction d'un modèle mécanique personnalisé, cette deuxième étude consistait à comparer les résultats expérimentaux « réels », obtenus à l'aide d'un dispositif asservi pour provoquer des chutes de plain-pied et sécurisées par un harnais avec une réponse théorique prédite et « simulée » à l'aide du modèle. Elle a permis de confirmer la présence de délais temporels irréductibles, source de contraintes spatio-temporelles à l'expression complète d'une réponse posturale.
- La troisième étude est une investigation des facteurs cognitifs impliqués dans le contrôle sensori-moteur et en particulier lors d'une chute à l'aide du paradigme de double-tâche. Après avoir mis en évidence l'existence d'une phase balistique pendant la chute d'une durée équivalente à la moitié du temps disponible avant que l'impact ne se produise, notre questionnement s'est effectivement orienté vers le traitement de l'information lors de cette phase pour gérer la crise temporelle qui s'ensuit. « *Dans le cas d'une perturbation externe importante pour laquelle il est nécessaire de réagir rapidement, la réponse est-elle automatique ? Dans quelles proportions la tâche posturale peut devenir « exigeante » en ressources attentionnelles ? Existe-t-il une phase au-cours de laquelle la réponse serait automatique et une augmentation de la contribution corticale au fur et à mesure du temps qui nous sépare de la perturbation initiale ? est ce que cette contribution augmente également lorsque les capacités d'équilibre du sujet sont limitées à cause d'un vieillissement normal ou pathologique ?* »

Etude expérimentale des 500 premières millisecondes

Objectif du Chapitre

Nous subissons tous les jours d'innombrables perturbations de l'équilibre mais le facteur clé qui déterminera si l'une d'elles conduira à une chute, c'est notre capacité ou non à retrouver une forme de stabilité. Dans ce travail, l'objectif était de défier sévèrement le contrôle postural à l'aide d'une perturbation extérieure imprédictible, de façon à isoler les stratégies de réponses protectives, évaluer leur efficacité et qualifier le rôle des ressources sollicitées comme les systèmes sensoriels.

La première étape de mon travail, qui va être exposée dans le chapitre suivant, est une étude expérimentale. Elle a consisté à analyser les réponses durant les 500 millisecondes postérieures à une perturbation externe, afin de décrypter les indices biomécaniques et/ou neurophysiologiques prédictifs d'une chute. Le cadre dans lequel se place cette étude est résumé par la figure suivante (adaptée de Robert, 2006)



Ayant désormais posé les bases scientifiques nécessaires à la compréhension de notre étude, nous procéderons tout d'abord à un état de l'art spécifique à la posture debout perturbée, notamment à l'aide du paradigme de la translation de la surface de support. Cet aperçu nous permettra de rendre compte de la richesse méthodologique dans l'étude de la Chute *in situ*, et en contre-partie, de la difficulté à en faire une synthèse qui permettrait de comprendre l'origine de ce phénomène. A notre sens, la variété des dispositifs utilisés est, au moins en partie, responsable des résultats parfois contradictoires qui seront exposés. Cette revue bibliographique nous permettra néanmoins de justifier les choix méthodologiques que nous avons effectués, d'étayer nos principales hypothèses de travail, et légitimer le but de cette première étude: établir le diagnostic de chute avant qu'elle n'ait eu lieu.

1. ETUDE DE LA CHUTE 'IN-SITU': approches existantes et mécanismes impliqués

Les causes de chutes sont variées et complexes mais un facteur critique reste la capacité à répondre efficacement à une perte de l'équilibre (Maki *et* McIlroy, 2003). Comme nous l'avons vu dans la première partie, selon l'origine interne ou externe de la perturbation à compenser, la capacité à réguler la relation entre le CM et la BS pour rester stable résulte de la combinaison de stratégies de contrôle de l'équilibre prédictif et réactif. Lorsqu'il s'agit de minimiser les effets déstabilisants d'une perturbation prédictible, due par-exemple à un mouvement volontaire, un contrôle anticipateur permet d'assurer la stabilité du système. Par contre, un contrôle compensateur permet d'assurer la stabilité du système lors de perturbations inattendues et d'origine exogène telles qu'une poussée ou une glissade. Dans des circonstances qu'il n'est pas possible de prédire, c'est le seul moyen disponible en première instance. Il se concrétise par la mise en place de stratégies posturales dites de rééquilibration, qui ont été décrites précédemment. Ces deux modalités de contrôle sont en fait souvent intriquées dans un acte moteur qui peut être réflexe, automatique ou volontaire.

1.1 Méthodes de Perturbation

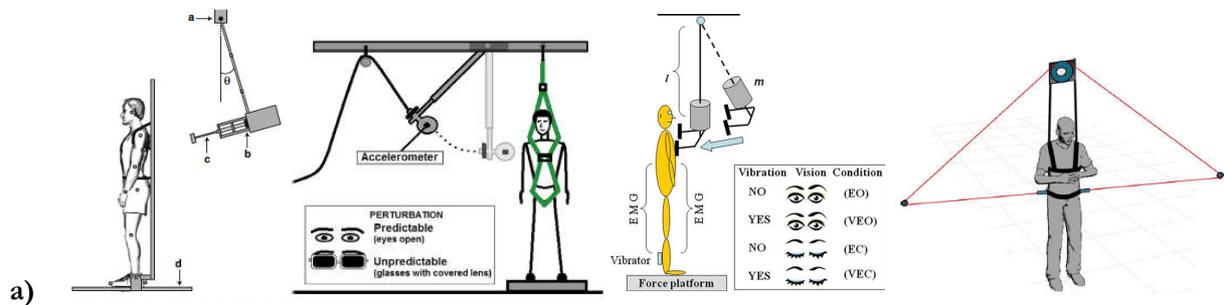
Les mécanismes neurophysiologiques sous-jacents à l'activité posturale humaine font l'objet d'une attention particulière dans la littérature. Pour étudier le contrôle réactif, les auteurs ont recours à divers types de perturbations permettant d'induire une perte de l'équilibre. Ensuite, les réponses musculaires et coordinations motrices conséquentes sont souvent évaluées à l'aide d'une analyse cinématique et/ou électromyographique pour caractériser au mieux les réactions posturales en œuvre lors d'une chute.

1.1.1 De nombreux dispositifs expérimentaux

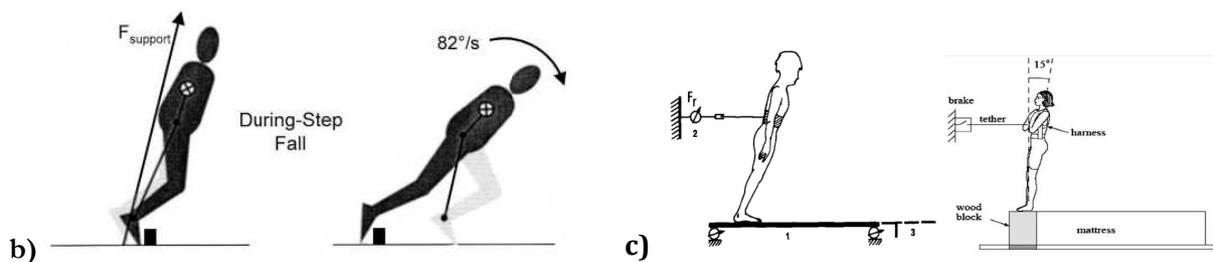
Par-définition, une perturbation posturale est un changement soudain dans les conditions, qui éloigne la posture corporelle d'un état d'équilibre. Les perturbations remplissant ces contraintes peuvent être soit sensorielles, soit mécaniques. Les réactions posturales observées suite aux perturbations sensorielles sont davantage une réponse à une perception d'instabilité qu'un déséquilibre effectif. Ce n'est pas le cas des perturbations mécaniques, quant à elles, interviennent directement sur le corps en déplaçant la position des segments, pouvant conduire à un déplacement du CM global, un déséquilibre voire une chute. De légers déplacements d'un segment isolé tel que la tête peuvent engendrer une réponse musculaire à travers le corps entier, et des déplacements importants du CM requièrent des

réponses suffisamment importantes pour exercer des forces directionnelles spécifiques au niveau des surfaces de contact de façon à ramener le corps en état d'équilibre.

Pour créer mécaniquement une perturbation de l'équilibre debout, plusieurs approches ont été proposées dans la littérature. Tout d'abord, la perturbation peut être appliquée à différentes parties du corps avec des poussées instrumentées ou manuelles, au niveau du tronc ou du pelvis (Hasson *et coll.* 2008 ; Rietdyk *et coll.* 1999 ; Bussel *et coll.* 1980 ; Keshner *et coll.* 1995, 2000), de la tête, des membres supérieurs et inférieurs (comme par un tirage forcé soudain sur le poignet (Sturnieks, 2012, 2013 ; Luchies *et coll.* 1994 ; Rogers *et coll.* 2001) ("cable pull") ou des pieds (Figure 25a). La présentation d'une surface glissante lors de la marche (Cham *et Redfern*, 2001 ; Troy *et Grabiner*, 2006) ou l'introduction d'une contrainte imprévue à l'aide d'une attache exercée de façon précoce ou tardive en phase oscillante de la jambe libre (Forner Cordero *et coll.* 2003 ; Smeesters *et coll.* 2001 ; Assaiante, 1996) font également partie des paradigmes expérimentaux qui ont été développés ces trente dernières années. L'apparition brutale d'un obstacle pendant la locomotion permet aussi de faire trébucher les sujets ("trip") et constitue une méthode fréquemment employée (Pavol, 1999 ; Pijnappel *et coll.* (2001, 2004, 2006) ; Winter *et coll.* (1990) ; ...) (Fig 25b). D'autres à l'instar de Sinya *et coll.* (2009), Nakazawa *et coll.* (2004) ou encore Marigold *et Patla* (2005) surprennent les sujets en modifiant subitement la surface plane du sol (apparition d'un « trou » de quelques centimètres). La glissade et l'action de trébucher sont recensés dans 30 à 50% des cas comme causes de chutes chez les personnes âgées (Cumming *et Klineberg*, 1994; Gabell *et coll.* 1985; Prudham *et Evans*, 1981; Topper *et coll.* 1993), ce qui explique l'essor de ces paradigmes expérimentaux.



Une autre méthode appelée "bold and release", "tether release" ou "forward lean/fall" consiste à retenir le sujet en position initiale statique plus ou moins inclinée avant de le lâcher sans prévenir (Fig. 25c) (Cyr *et Smeesters*, 2006 ; Do *et coll.* 1982, 1999 ; Grabiner *et coll.* 2005 ; Hsiao-Wecksler *et coll.* 1999 ; King *et coll.* 2005 ; Madigan *et Lloyd*, 2005 ; Telonio *et coll.* 2005,2000 ; Thelen *et coll.* 1997 ; Wojcik *et coll.* 1999, 2001).



Un autre dispositif consiste à translater le plateau sur lequel se tient le sujet (Translation de la Surface de Support -TSS-), ce qui revient à déplacer la base de support sous le CM. Ce paradigme est largement rencontré (Lestienne 1977; Nashner *et coll.* 1979 pour les premiers ; McIlroy *et Maki*, 1996 ; Pavol *et coll.* 2002 ; Henry *et Fung*, 2004 ; Ting 2008 ; ...) car il présente plusieurs avantages :

- la possibilité d'imposer une perturbation selon des caractéristiques de déstabilisation variées, en contrôlant les paramètres d'entrée (vitesse, direction, temps de repos,).
- l'imprédictibilité de la perturbation induite par les différents paramètres d'entrée
- les translations de plateforme s'appliquent au niveau de la BS, mais le déséquilibre créé perturbe le corps entier. Quelque soit le sens de perturbation, il conduit à un déplacement de l'ensemble du corps et donc du CM dans ou hors de la BS.
- aucune contrainte / attache ne s'exerce sur le sujet ce qui évite tout risque de collision
- sa proximité écologique : la perturbation octroyée au sujet est équivalente à une accélération brutale comme lors du démarrage/freinage d'un métro/bus où l'individu essaierait de garder l'équilibre.
- les TSS sont plus déstabilisantes que les tirages: augmentation plus rapide du moment perturbateur à la cheville, amplitude de déplacement du CM plus importante avant le début de la réaction
- les TSS permettent de révéler avec efficacité les déficiences liées à l'âge (Mansfield *et Maki*, 2009)

Ce paradigme de la plateforme mobile est d'autant plus pertinent que combiné au facteur de vulnérabilité lié à l'âge évoqué précédemment, l'utilisation accrue des transports en commun intégrant le passager en position debout, constitue un risque non négligeable pour qu'un scénario critique mettant en jeu le pronostic vital en cas d'échec des mécanismes de rééquilibration ait lieu. D'après le Recueil de statistiques sur les transports en commun d'île de France (STIF), le nombre de passagers a pratiquement doublé entre 1995 et 2005, passant de 2500 à plus de 4000 millions de passagers par an. Halpern *et coll.* (2005) ont montré que 81% des personnes blessées quand le bus est en circulation, et sans qu'il y ait collision sont des passagers debout (56%) ou en mouvement.

Selon les études, le déplacement de la surface de support est une translation uni- ou multi-directionnelle (antéropostérieure, médiolaterale,). Le protocole peut aussi consister en une perturbation par rotation (Laessoe, 2008 ; Allum, 1982 ; Oude Nijhuis, 2009, 2010 ; Keshner, 1988 ; Carpenter, 2004 ; ...), ou oscillations. Dans le cas d'une translation, l'accélération imprédictible est parfois appliquée à un tapis roulant (Owings, 2001).

Enfin, il est intéressant d'évoquer le cas des chutes réelles (Fig. 25d) qui présentent l'avantage de fournir des indices pour étudier les réactions spécifiques mises en place avant l'atterrissage, l'impact (et les conséquences) de la chute. On peut citer la chute libre ("*vertical falls*", employée dans les années 1970 par Melvill Jones *et coll.* (1971) ou encore Greenwood *et Hopkins* (1976) ; la chute sur matelas qui se déplace (Feldman *et Robinovitch*, 2007) ou plan incliné (Dietz, 1978), délibérées ou non (Nankaku, 2005 ; Van derkroonenberg, 1996 ; Klenk *et coll.* 2011) ; mais aussi les chutes enregistrées dans un cadre « réel » (comme une maison de retraite (DeGoede *et Ashton-Miller*, 2002 ; Lo *et coll.* 2003; Tan *et coll.* 2006). Pour la majorité, il n'y a pas de perturbation externe : la chute est déclenchée par le sujet, ce qui en fait un cas particulier. L'étude est parfois menée auprès de judokas, pour évaluer l'effet de leur expérience (VanSwigchem *et coll.* 2009) ou d'une technique sur la force d'impact au sol (Groen *et coll.* 2008).

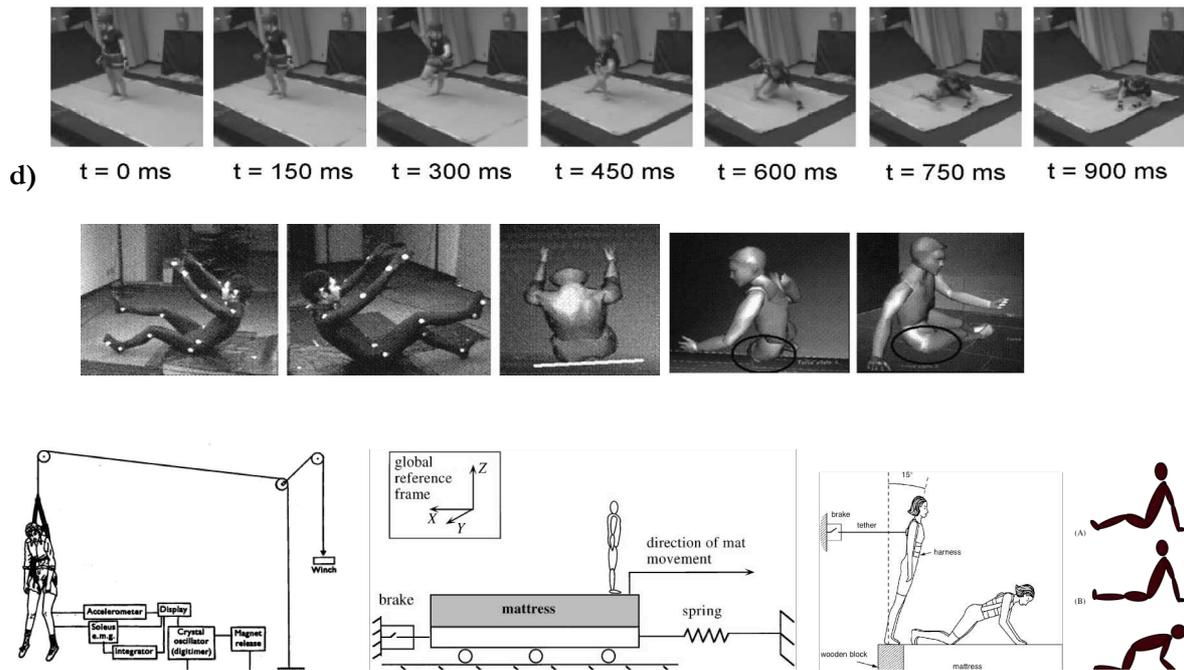


Figure 25 : Diversité des protocoles expérimentaux pour l'étude de la chute

Toutes ces études visent à caractériser les réponses posturales déclenchées par des perturbations externes. Néanmoins, la variété des dispositifs expérimentaux rend la comparaison des résultats obtenus difficile et ils sont parfois contradictoires. Ces différences observées pourraient provenir de la différence en termes de stimuli mécaniques et sensoriels inhérents à la méthode utilisée. En effet, les patterns sensoriels et cinétiques (GRF, moments articulaires,...) évoqués dépendent beaucoup de la méthode de perturbation utilisée. Les différences au niveau du point d'application de la force déstabilisatrice pourraient affecter les patterns moteurs induits/résultants ainsi que les stimuli proprioceptifs, visuels et vestibulaires qui lui sont associés (Liu *et coll.* 2003). Une translation de surface induit des forces de cisaillement au niveau de la voûte plantaire tandis que les "cable pulls", appliquent une pression au niveau du pelvis : les stimuli cutanés sont donc différents. Une translation de plateforme s'appliquant au niveau des pieds induit probablement une déformation corporelle débutant au niveau caudal, pour affecter progressivement ensuite les segments adjacents de façon disto-proximale. Par-contre, une chute verticale affecte l'ensemble du corps simultanément. Les comportements observés de manière subséquente sont donc spécifiques au type de perturbation qui les a fait naître. Par-ailleurs, pour une même perturbation, lorsqu'ils sont renseignés, les paramètres d'entrée peuvent différer d'un travail à l'autre (en termes d'amplitude de déplacement, de vitesse, d'accélération, de jerk, ou de courbe d'impulsion) qui serait par exemple pour cette dernière un facteur important pour la réponse posturale. Le tableau de littérature présenté en Annexe 8 recense les modalités des perturbations utilisées dans ces paradigmes expérimentaux classiques de la posture debout perturbée.

D'autres facteurs confondants comme les différences liées à la prédictibilité de la perturbation pourraient aussi être en cause. L'imprédictibilité de la direction, de la vitesse ou encore du moment de la perturbation varie en effet d'une étude à l'autre (Henry *et coll.* 1998 ; Luchies *et coll.* 1999 ; Maki *et coll.*

2000 ; Mille *et coll.* 2005 ; Schulz *et coll.* 2005, ...) or elle affecte la capacité d'adopter ou non une stratégie de contrôle prédictif (Horak *et coll.* 1989 ; Maki *et Whitelaw*, 1993). Lors d'une perturbation de type "release from lean", la direction et l'amplitude de la perturbation sont entièrement prédits. En effet, ces protocoles induisent "forcément" une réponse posturale connue à l'avance – le pas – et les instructions fournies au sujet consistent d'ailleurs à lui demander de "réagir en marchant". Luchies *et coll.* (1994) attachent un poids au poignet du sujet (via un système de poulies/cable) et provoquent – en le lâchant – un pas vers l'arrière (instruction non spécifiée)

Au delà de l'outil utilisé, il n'y a pas de protocole-test standard au niveau de la méthodologie employée: nombre de sujets et population(s) étudiée(s), contexte environnemental, instructions, nombre de perturbations, familiarisation, restriction sensorielle (Allum *et coll.* 2008) position initiale (debout, assis, en position quadrupédique (Vibert *et coll.* 2001 ; Blouin *et coll.* 2003 ; Siegmund *et coll.* 2009 ; Kumar *et coll.* 2005 ; Inglis *et coll.* 2006 ; Ting *et Torres-Oviedo*, 2010 ; Macpherson *et coll.* 1989) statique ou en mouvement : glissade pendant la marche (Oates *et coll.* 2010), lors d'un passage assis-debout, pédalage (Quant *et coll.* 2001), etc. En résumé, les protocoles varient d'une étude à l'autre, en cohérence avec l'objectif visé or cela influence fortement certaines caractéristiques des réactions posturales qui sont parfois contraintes (Maki *et McIlroy*, 1997).

De plus, nous pouvons constater que la majorité des études se centrent sur la phase de pré-impact mais les perturbations sont telles que le rattrapage est le plus souvent permis voire favorisé. A ce titre, la « force » caractérisant la perturbation est un critère particulièrement important à considérer dans la mesure où c'est d'elle que dépendra en partie la survenue d'une chute. En effet, une perturbation trop faible (au regard des paramètres pré-cités) engendrera un léger déséquilibre qui ne mettra pas le sujet « en danger », jusqu'à le placer éventuellement en situation de chuter. Le challenge postural doit donc être suffisamment important pour se placer en situation d'étudier « réellement » la chute. De notre point de vue, de nombreuses études s'intéressant à l'équilibre dynamique permettent de comprendre la régulation posturale dans des conditions proches de la « quasi-stabilité » et ne peuvent se targuer de fournir des prédictions liées à la chute dans la mesure où cette situation présente en tant que telle des spécificités. Seules quelques études imposent au sujet des conditions de déstabilisation telles que deux issues sont à prévoir : la chute ou le rattrapage. Enfin, quelques études pour la plupart ancrées dans le champ de la biomécanique, s'intéressent quant à elles à l'impact. Par-conséquent, ce qui est requis pour que le rattrapage soit assuré, une fois que le CM a excédé les frontières de stabilité théoriques (et donc qu'une chute est initiée) reste vague. Néanmoins, quelques études ont porté leur attention sur les mécanismes conduisant à un rattrapage réussi et ceux qui mènent à l'échec. Quelles sont les différences critiques entre les comportements humains déployés rendant dans un cas l'issue favorable, et dans l'autre, non ? Avant de synthétiser les premières pistes de réponse rencontrées dans la littérature, nous souhaitons pointer l'intérêt des perturbations médio-latérales.

1.1.2 L'intérêt des perturbations médio-latérales

L'étude des réponses posturales compensatrices a essentiellement porté sur les perturbations en direction antéro-postérieures (et donc le pas avant et arrière) (Cordo, 1991 ; Do *et coll.* 1982 ; Luchies, 1994 ; McIlroy *et Maki*, 1993 ; Romick-Allen *et Schultz*, 1988 ; Wolfson *et coll.* 1986). Cependant, la capacité de faire un pas dans une autre direction est d'égale importance puisqu'une perturbation peut

survenir de n'importe où, et donc inclure une composante latérale. Il peut donc être intéressant de ne pas limiter l'étude du contrôle postural compensateur au plan sagittal. Or peu d'études se sont centrées sur les perturbations médio-latérales de la posture debout. Il est d'autant plus pertinent de le faire que la direction médio-latérale de chute est à la fois très fréquente et aussi la plus dangereuse. Les chutes latérales sont responsables d'un pourcentage important des chutes avec/sans blessures (Nevitt *et Cummings*, 1993). Elles impliquent une proportion de chutes avec un impact sur le côté plus fréquent (Maki *et McIlroy*, 1996 ; Holliday *et coll.* 1990) ; une force et une vitesse d'impact plus élevées, ce qui peut résulter en une fracture de la hanche (Nankaku *et coll.* 2005). La capacité d'éviter une chute latérale serait aussi sinon plus importante que la qualité osseuse ou de l'IMC pour les facteurs de risques de chute avec fracture (Hayes *et coll.* 1996 ; Greenspan *et coll.* 1994).

De plus, les effets de l'âge et de la pathologie sont plus prononcés en direction latérale (Mitchell *et coll.* 1995 ; McClenaghan *et coll.* 1995). Il a été montré que les personnes âgées présentent une instabilité latérale particulièrement importante Henry *et coll.* (1996), ce qui peut être nuisible à la fois lors d'une rééquilibration dans l'axe antéro-postérieur (nécessite aussi un contrôle du corps dans le plan frontal) et représente de toute évidence un enjeu lors d'une perturbation médio-latérale. Les mesures d'instabilité latérale et la capacité à répondre à une perturbation médio-latérale seraient mêmes de bons prédicteurs du risque de chute (Maki *et coll.* 1994 ; Maki, 1995 ; in Claudino 2013). Enfin, les réactions à changement de support lors d'une perturbation médio-latérale sont d'autant plus intéressantes à étudier qu'elles sont compliquées à mettre en œuvre. D'ailleurs, une preuve indirecte est apportée par une vidéo de chutes survenant « naturellement » en institution gériatrique : 25% des chutes enregistrées sont précédées par des tentatives vaines de récupérer son équilibre à l'aide d'un pas latéral (Maki *et McIlroy* 1996, 1997 ; Holliday *et coll.* 1990).

1.2 Chute vs. Rattrapage : mécanismes de différenciation

Bien qu'il y ait de nombreux articles sur la chute, les causes de sa survenue (une fois écartés les facteurs susceptibles d'intervenir sur le contrôle postural tels que ceux associés au vieillissement ou à une pathologie) restent à élucider. Une double condition est à réunir: il doit tout d'abord y avoir une perte initiale de l'équilibre, qui peut être précipitée par une perturbation comme une glissade, une marche ratée, une collision,... Puis ce déséquilibre doit être suivi par un échec des mécanismes de rééquilibration pour compenser la déstabilisation. Si le premier pré-requis est aisé à susciter et à décrire, la deuxième condition, et la question de savoir dans quel contexte et pour quelles raisons ces mécanismes de rééquilibration (une fois identifiés) peuvent être mis à mal est finalement peu abordée.

Temporellement, l'échec des mécanismes de rééquilibration peut se situer à plusieurs niveaux: lors de la détection du déséquilibre, de la sélection de la réponse, selon les critères de décision adoptés; de la préparation de la réponse et du délai de mise en jeu; ou lors de l'exécution (manière, durée,) voire en phase finale de stabilisation. En effet, le déséquilibre est à maîtriser le plus tôt possible, cela débute avant que la réaction motrice ne soit engagée, mais l'instabilité reste un enjeu pendant la réalisation de l'acte et après.

Comment qualifier l'échec de ces stratégies compensatrices, du point de vue des actions motrices et activités musculaires sous-jacentes : Sont-elles inexistantes, tardives, inadéquates (stéréotypées, mal sélectionnées), incomplètes, inappropriées (bras dans le mauvais sens ?..), insuffisantes, inefficaces (amplitude trop faible,..). ? Au niveau musculaire, les activités importantes de co-contraction conduisent-elles à une rigidification telle qu'elles ne permettent pas un rattrapage ? En effet, ces co-contractions voire éventuellement des « startle reactions » pourraient être le témoin d'un état anxigène peu bénéfique à une régulation posturale efficace et flexible (au sens propre comme au figuré).

La recherche des composantes connexes du terme 'ECHEC' ou ses attributs dans le sens commun nous a permis d'émettre des hypothèses qualitatives quant aux raisons susceptibles d'expliquer pourquoi une personne tombe. C'est ...une réaction qui n'a pas le temps d'aboutir, un problème qui n'est pas résolu dans les temps impartis, une stratégie qui fait naufrage, une erreur dans les choix effectués, une stratégie avortée, un défaut de calibrage, un excès de prudence, le manque d'un but bien précis, le manque d'ambition, la peur sous toutes ses formes, le manque de décision, la paresse, une mauvaise connaissance de soi, un manque d'imagination; un crash/une chute; l'incapacité à trouver les clés pour évoluer; un comportement réflexe et non réfléchi, rigide, non adaptable/flexible ; On trouve encore « l'échec signe la difficulté à assurer son avenir » ou « l'indifférence est le commencement de l'échec ».

La chute est principalement étudiée chez les personnes âgées, un public dont on a vu en préambule qu'il était le plus touché par ces fâcheux épisodes. Les modifications liées à l'âge (sarcopénie, acuité sensorielle réduite, traitement central et temps de réaction moteur ralentis,.) contribuent aux difficultés des personnes âgées à gérer leur équilibre postural. Cependant, les mécanismes de rééquilibration mis en œuvre peuvent aussi être défaillants. Par-exemple, le pas censé empêcher la perte complète de l'équilibre est « initié et/ou exécuté de façon incorrecte et inappropriée » chez les personnes âgées, rapportent Chandler *et coll.* (1990) ou Rogers (1996). Il est donc légitime de se demander dans quelle mesure les mécanismes « facilitant » l'apparition d'une chute lors d'une tentative de rééquilibration sont identiques chez un public de jeunes adultes sédentaires ne parvenant pas à se rattraper. A notre connaissance, la question n'a pas été abordée jusqu'à présent, c'est pourquoi nous avons jugé intéressant d'évoquer les principaux résultats qualifiant l' (in-)efficacité des réponses posturales chez les personnes âgées pour pouvoir juger ensuite de leur éventuelle transversalité ou généralité.

Parmi les mécanismes identifiés comme contribuant à une chute et listés ci-après, il est tout d'abord possible de dissocier les paramètres de cinématique globale, ceux qui sont relatifs au pas (voire à la marche lorsque la déstabilisation imposée consiste à la perturber) et les facteurs discriminants d'un point de vue musculaire.

Au-niveau de la cinématique globale, il est fait état de :

- Contrôle insuffisant du déplacement du CM et/ou déplacement accentué du tronc, en termes d'accélération, d'angle et de vitesse de flexion ou hyper-extension, selon la direction de la perturbation (Owings *et coll.* 2001 ; Grabiner *et coll.* 2008 ; Barrett *et coll.* 2012 ; Pavol *et coll.* 2001)
- Amplitudes articulaires réduites au niveau d'articulations-clé, ou au contraire plus élevées (Barrett *et coll.* 2012)

- Capacité moindre à atténuer l'accélération imposée (Van Dieen *et coll.* 2007 ; Sturnieks *et coll.* 2013), accélération linéaire de la tête plus élevée (Jensen *et coll.* 2001)
- Synergie en flexion rapidement déclenchée, par-exemple, après une glissade imposée brusquement pendant la marche (146-199 ms) (Marigold *et Patla*, 2002)
- Ajustements compensateurs secondaires nécessaires, traduisant la difficulté voire l'échec à se rééquilibrer : large élévation des bras, bouffées musculaires multiples, au niveau du pas de rattrapage, composante latérale, plusieurs pas successifs, ...) (Mille *et coll.* 2003 ; Luchies *et coll.* 1994 ; Jensen *et coll.* 2001 ; Tang *et Woollacott*, 1998 ; Marigold *et Patla*, 2002)

Au-niveau du/des pas de rattrapage, il est fait état de :

- Prévalence et fréquence de pas: les personnes âgées font plus de 'multiples pas' que les jeunes adultes ; un résultat confirmé par de nombreuses études (Chandler *et coll.* 1990 ; Luchies *et coll.* 1994 ; Maki *et coll.* 1993, 2000 ; Rogers, 1996 ; Wolfson *et coll.* 1986 ; Pai *et coll.* 1998).
- Temps de réaction plus long (Owings *et coll.* 2001) (le "Toe-Off" a lieu plus tard), durée de la réponse posturale plus longue et/ou vitesse d'exécution du pas plus lente ("step time") (Hsiao-Wecklser *et Robinovitch*, 2002). Zhang *et coll.* (1993) ont également constaté qu'avec l'âge, les réactions de pas latéral sont plus lentes. Cependant, les résultats vont parfois en sens inverse : de nombreux auteurs observent un déclenchement du pas au même moment, et retrouvent une stabilité de ce paramètre quel que soit le groupe étudié (Thelen *et coll.* 2000). D'autres comme Tang *et Woollacott* (1998) observent une reprise de contact controlatérale du pied au sol plus précoce. Enfin, il est aussi fait état d'un pas compensateur initié plus tôt que chez les jeunes adultes: « *The older adults step before they need to* » (Mille *et coll.* 2005). Lorsque l'état de stabilité est pris comme référence, le pas est déclenché à une sévérité de perturbation posturale plus faible (Jensen *et coll.* 2001 ; Mille *et coll.* 2003). Cependant, il faut nuancer ce résultat car au même niveau de perturbation imposé, l'état de stabilité des personnes âgées (évalué grâce à l'accélération du CM) serait plus critique que celui des jeunes adultes (Hasson *et coll.* 2009 ; Scheltz, 2006)
- Placement du pied servant au rattrapage incorrect (cf. revue de Redfern, 2001), longueur de pas insuffisante (Owings *et coll.* 2001), pas latéral additionnel, trajectoire ou placement du pied de la jambe oscillante à l'atterrissage à déviation latérale par rapport au CM, témoignant d'une instabilité latérale et/ou de l'incapacité à arrêter le mouvement de chute latérale une fois que la jambe libre est levée (Troy *et coll.* 2008), rapport entre la vitesse du pied qui glisse et la vitesse du CM supérieur aux non-chuteurs (Troy *et coll.* 2008).

Au-niveau des activités musculaires, il est fait état de :

- Latences musculaires plus longues (Woollacott *et coll.* 1986, Hasson *et coll.* 2009 ; ...)
- Durée des bouffées musculaires plus longue pour parvenir aux mêmes effets mécaniques (Tang *et Woollacott*, 1998)
- Amplitudes réduites au niveau des agonistes musculaires (Tang *et Woollacott*, 1998), ou selon d'autres études, plus élevées, au contraire.
- Bouffée initiale d'activité plus faible (Allum *et coll.* 2002 ; Lin *et Woollacott*, 2002)

- Co-activation plus longue (Tang et Woollacott, 1998), ou plus prononcée (Pijnappels et coll. 2006). Dans leur étude, Nelson-Wong et coll. (2012) ont montré qu'une co-contraction musculaire élevée dans les membres inférieurs lors de challenges de l'équilibre statique ou dynamique était associée au vieillissement et prédicteur d'un risque de chute. Sur la base du temps requis par le participant pour accomplir le *Four Square Step Test* et des index de co-contractions lors de tâches d'équilibre statique, il est possible de prédire d'un risque futur de chute.
- Les personnes âgées mettent plus de temps pour désactiver certains muscles ou en activer d'autres (Thelen et coll. 2000)
- Absorption réduite de l'énergie de la perturbation par les muscles (Hall et Jensen, 2002)

En réponse à un déplacement latéral de la surface de support, il est fait état de :

Les résultats divergent également, par-exemple concernant la stratégie de pas employée : les jeunes comme les adultes âgés utiliseraient de manière prépondérante les pas de type *Cross-Over* (CO) et *Side-Step* (SS) pour se rattraper (Maki et coll. 2000). Les jeunes adultes privilégient le croisement du pied devant ou derrière lors d'un pas de rattrapage (Maki et coll. 1996, 2000). Cependant, Hurt et coll. (2011) ont montré que, sans instruction précise, la réponse prédominante était plutôt de type SS, contrairement à ce qui a pu être trouvé dans d'autres études. Certaines études observent que les personnes âgées utilisent davantage la stratégie de CO (Mille et coll. 2005) (-les SS représentent 5% des réponses vs. 33% pour les CO-) tandis que d'autres trouvent que le side step (SS), moins exigeant, est privilégié par les personnes âgées (Maki et coll. 2000). Parmi les autres critères distinctifs suite à une perturbation médiolatérale, on retrouve le fait que les personnes âgées ont besoin de réaliser plusieurs pas pour se rattraper, d'utiliser davantage les bras, etc. (Mille et coll. 2005 ; Maki et coll. 1996, 2000). De manière plus spécifique à cette perturbation, un phénomène de collision entre la jambe d'appui et le pied du swing est plus présent chez les personnes âgées (observé dans 55% des essais vs. 8% chez les jeunes adultes (Maki, in Duysens et coll. 2001)

Autres différences observées :

- les jeunes adultes montrent une tendance à stabiliser le haut du corps et minimiser les mouvements de la tête ; mais le restant du corps présente un comportement multi-articulé. Chez les personnes âgées, on observe une rigidification globalisée à l'ensemble du corps, qui pourrait être au détriment d'un comportement flexible adapté. Cette rigidification qui est aussi observée dans le cas d'un choc automobile attendu ou chez certains sujets (qualifiés de « *stiff* » à l'inverse des « *floppy* » par Vibert et coll. 2001) suscite des questionnements : est-ce un facteur délétère au mouvement articulaire ou une stratégie choisie par les personnes âgées ? au contraire, est ce le témoin d'un 'déficit' postural adaptatif, et le signe de l'implication de circuits neurologiques de bas niveau, à l'image de la motricité « immature », développée par les enfants de bas âge ?

- un autre critère distinctif est représenté par la présence de mouvements segmentaires additionnels après le pas initial et reflète probablement l'instabilité (Tang et Woollacott, 1998), en ce sens que la nouvelle BS établie par la réaction compensatoire initiale est insuffisante pour capturer et stopper le mouvement du CM. Un modèle biomécanique du step antéropostérieur a montré une association entre

un niveau d'instabilité au moment du pas initial et la tendance à réaliser ensuite d'autres pas (Maki *et* McIlroy, 1999). Cette tendance, pourrait, à la manière des mouvements de bras, résulter d'une erreur ou d'une inadéquation dans la planification et/ou l'exécution du pas initial. Cependant, ce besoin de mouvements supplémentaires peut aussi refléter un changement dans la perception de l'instabilité, ou des facteurs psychologiques tels que la peur de tomber, et non une effective baisse de la stabilité au moment du pas initial. Cependant, les réactions additionnelles mettent en danger la stabilité et augmentent le risque de tomber car à chaque fois qu'on lève le pied, l'instabilité latérale doit être corrigée ; et chaque tentative de déplacer le pied peut engendrer une erreur (exemple : collision entre les 2 membres) nuisant à la stabilité.

En résumé, à la simple vue de ces résultats, plusieurs questions restent en suspens. Tout d'abord, il est difficile de discerner si la variable discriminante est la cause ou la conséquence d'une chute ou d'une instabilité : par exemple, l'utilisation prégnante des bras et la large élévation souvent observée chez les personnes âgées peut émerger en soutien de la stabilisation du tronc, et donc provenir du besoin d'ajustement compensateurs secondaires dû à l'instabilité prononcée par ce déplacement. D'autre part, si des différences ont pu être mises en évidence, témoignant souvent d'une organisation spatio-temporelle altérée (Tang *et* Woollacott, 1998), certaines similitudes entre les jeunes adultes et les personnes âgées (rattrapages/chutes) sont aussi observées, allant parfois à contre-sens d'autres résultats. Nous avons cité par exemple le fait que les muscles posturaux prédominants et leur séquence d'activation soient similaires ; Jensen *et coll.* (2001) montrent par-ailleurs qu'il n'y a pas de différence sur le moment d'initiation du pas compensatoire ou au niveau des moments segmentaires, etc. Les différences observées sont parfois contradictoires : certains trouvent une durée de la phase oscillante plus longue, quand d'autres montrent une reprise de contact au sol plus précoce ; de même, certaines études trouvent un temps de réaction plus long, lorsque d'autres montrent qu'un pas de rattrapage est initié à un niveau d'instabilité plus faible. Cette hétérogénéité de résultats peut s'expliquer par des différences méthodologiques. La caractérisation des réponses posturales inefficaces est à relier au contexte déstabilisateur. Par-exemple, lors d'un trébuchement appliqué pendant la marche, l'étude des stratégies d'abaissement/élévation (Winter *et* Patla, 1994) ou de la variation des paramètres locomoteurs présente une pertinence limitée selon le protocole de recherche choisi. Néanmoins, bien que la réponse soit spécifique à la perturbation employée, il nous a semblé intéressant de questionner le rôle clé et récurrent joué par certaines variables dans l'occurrence d'une chute. De plus, l'étude de Owings *et coll.* (2001) a montré que les mécanismes contribuant à une chute lors d'un trébuchement présentent les mêmes caractéristiques que ceux identifiés lors d'une accélération brutale d'un tapis roulant. Enfin, ces études n'ont pas hiérarchisé les variables qui apparaissaient comme étant discriminantes. Ce serait la combinaison des paramètres distinctifs qui résulte en une stratégie de rééquilibration (des personnes âgées) moins et/ou peu efficace.

Il faut souligner l'incertitude liée au fait de savoir si les différences observées résultent d'un (mauvais) choix stratégique, qui serait volontaire ou délibéré de la part du futur chuteur ; ou si elles sont le résultat d'une déficience posturale. Grabiner *et coll.* (2008) montrent également que la stratégie d'équilibration adoptée peut être qualifiée de plus conservatrice (longueur de pas plus courte, contact avec le talon plus tôt,) chez les personnes âgées ; un constat également fait par Hasson *et coll.* (2009).

Un dernier point méritant d'être souligné dans la différenciation Chute/Rattrapage repose sur le constat que les personnes âgées ne modifient pas leur stratégie malgré la répétabilité des perturbations. Par-exemple, ils restent incapables de se rééquilibrer à l'aide d'un seul pas. Ce facteur a été lié de manière prospective à un risque de chute par Hilliard *et coll.* (2008). La faculté d'adaptation et la façon dont elle se concrétise dans les réponses posturales fait l'objet de la sous-partie suivante. La modification des réponses posturales suite à l'habituation est intéressante à décrire, car la familiarisation à la perturbation s'accompagne d'un plus grand nombre de rattrapages, ce qui signifie que les stratégies employées sont plus efficaces.

1.2. Effet de l'apprentissage (habituation, entraînement)

La capacité d'adaptation³ est une spécificité humaine cruciale pour le contrôle moteur et la prévention d'une rechute, car l'expérience antérieure peut permettre d'éviter la chute dans certaines circonstances. Par-exemple, lorsque les sujets ont connaissance des propriétés de la surface au sol qu'ils s'apprêtent à traverser, ils modifient leur stratégie locomotrice (Marigold *et Patla*, 2002): l'organisation spatio-temporelle d'une « sortie motrice » telle que la marche lorsque le sol est glissant a été étudiée par Cappellini *et coll.* (2010). Les modifications observées étaient les suivantes : tête stabilisée dans l'espace, pas et cycle de marche plus courts, rôle équilibrateur des bras augmenté, rotation et inclinaison du tronc augmentée, hanches stabilisées dans le plan frontal, CM maintenu au-dessus de la jambe de support, raideur du membre de support augmentée et activité neuro-musculaire doublée.

Les réponses s'adaptent rapidement suite à une exposition répétée à une perturbation identique de la posture debout (Bisdorff *et coll.* 1994 ; Nashner, 1976 ; Keshner *et coll.* 1987). Ce processus d'adaptation appelé habituation (Harris, 1943) fait suite à un apprentissage permis grâce à des stimulations répétées. Elle consiste typiquement en une activité musculaire atténuée et des changements cinématiques associés. Hurt *et coll.* (2011) montrent par-exemple, avec la répétition des essais que l'abduction des bras diminue ainsi que l'amplitude EMG, ce qui en fait donc une variable potentiellement modifiable par l'entraînement. Plusieurs études ont observé que les essais initiaux étaient suivis de tentatives réussies au cours desquelles les sujets modifient leurs stratégies (Owings *et coll.* 2001). La tentative initiale présente des caractéristiques et des stratégies fort différentes des essais ultérieurs. Les mécanismes en œuvre dans ces réussites tardives sont identiques à ceux permettant une réussite initiale.

Le vieillissement nuit-il à la faculté d'adaptation et notamment d'apprentissage d'une stratégie pour résister à une chute ? c'est la question que s'est posée l'équipe de Pai (2010): ils ont proposé à des adultes jeunes et âgés d'expérimenter des glissades non annoncées lors de la marche et lors d'une tâche consistant à passer de la position assise à debout. Les personnes âgées tombaient deux fois plus que les jeunes sur le 1^{er} essai; mais tous se sont adaptés et dès la 5^{ème} glissade, l'incidence des chutes était respectivement de 5 et 15%. D'autres études ont établi que 5 à 8 glissades répétées étaient suffisantes pour des améliorations notables et adaptatives lors d'une perte de l'équilibre (Bhatt *et Pai* 2005; Bhatt *et coll.* 2006; Pavol *et coll.* 2002). Hurt *et coll.* (2011) notent dans les 12 derniers essais une modification de la stratégie de rattrapage. Si les réponses peuvent être rapidement modifiées, c'est variable d'un individu à l'autre.

³ "The ability to adjust postural control to handle balance perturbations better over time" (Patel *et al.* 2009)

Dans le cadre de l'étude du whiplash, chez des sujets assis soumis à des translations soudaines d'un chariot ("*sled*"), une réponse habituée était atteinte avant l'essai n°7 (Blouin *et coll.* 2003 ; Siegmund *et coll.* 2003) voire dès le 2^{ème} essai (Blouin, 2006): l'amplitude EMG diminuait de 41-64% au niveau du SCM et PARA et l'extension et l'accélération de la tête étaient réduites.

Dans le cadre de la perturbation de la posture debout, les changements récurrents liés à l'entraînement sont notamment un meilleur contrôle du CM et de sa vitesse, ainsi que du positionnement du membre de support, permettant une meilleure stabilité (Pai, 2010). Grabiner et ses collaborateurs (2008) montrent qu'il est possible pour des personnes âgées d'acquérir suite à un entraînement spécifique, la capacité à limiter le mouvement du tronc, variable qui s'est constamment montrée discriminante entre les chuteurs/persones âgées qui tombent et ceux qui parviennent à éviter la chute, quelque soit leur âge. Dans les études de Bhatt *et coll.* (2005, 2006, 2009), les progrès s'expliquent grâce à des ajustements proactifs témoins du passage d'un contrôle par "*feedback*" en "*feedforward*". De plus, la stabilité du membre controlatéral au moment du décollement du pied de la jambe oscillante ("*lift-off*") est prédictive de l'occurrence d'une perte de l'équilibre et des réductions rapides subséquentes; ce qui renforce l'idée de représentation interne de limites de stabilité, qui pourraient être modifiées et actualisées, en tant que composante principale du contrôle adaptatif. En général, les études montrent que les effets d'un "entraînement au déséquilibre" sur la faculté de mieux se rattraper et ainsi diminuer le risque de chute se traduisent notamment par une optimisation de la réponse motrice, permettant une meilleure stabilisation du CM et des ajustements proactifs, également visible avec l'expérience antérieure ou la connaissance préalable. Au niveau musculaire, Hu *et Woollacott* (1994) montrent aussi que les latences des fléchisseurs du cou diminuent, la fréquence de réponse des muscles antagonistes diminue, les fléchisseurs du tronc augmentent leur activité, et les amplitudes maximales articulaires, notamment au niveau de la cheville sont réduites. Dans l'étude de Marigold *et Patla* (2002), après une exposition répétée à des glissades, lors d'un seul essai test, le SNC s'adapte avec des changements globaux, tels que l'atténuation de l'amplitude de la réponse musculaire. Le comportement semble aussi plus multi-articulé (Ootheghem *et coll.* 2008 ; Vernazza-Martin *et coll.* 2006), l'entraînement libérant les degrés de liberté au niveau de la hanche et la cheville notamment. La capacité à acquérir rapidement des "*fall-resisting skills*" lors d'une exposition répétée à des glissades semble rester intacte à un âge avancé, et pour différentes activités fonctionnelles (Pai, 2010). C'est donc une intervention potentiellement intéressante pour inoculer les personnes âgées contre les chutes. De plus, les apprentissages sont, d'après Bhatt *et Pai* (2009), généralisables : suite à un entraînement au rattrapage, le groupe entraîné (24 glissades latérales inattendues imposées lors de la marche) présente lors d'une glissade inattendue sur un sol lubrifié une meilleure stabilité du CM que le groupe contrôle.

Les réponses de type "*Startle*" décrites dans la partie suivante disparaissent aussi grâce à l'habituation permise par des stimuli de "*startling*" répétés. Cette habituation se fait dans un délai temporel proche de celui observé pour les accélérations du corps. Sur la base de cette similitude, il a été proposé que les activités musculaires initiales élevées, observées en réponse à la première perturbation posturale du corps en phase de « pré-habituatation » sont constituées en partie de réponse startle (Blouin *et coll.* 2006).

1.3. La réaction de *Startle*, implication potentielle dans l'occurrence d'une chute

Plusieurs chercheurs ont suspecté une réaction de *Startle* dans les réponses à une perturbation inattendue, à commencer par Greenwood *et Hopkins* (1980) dans le cas de leurs chutes libres, mais aussi Allum *et coll.* (1992), Bisdorff *et coll.* (1994), Blouin *et coll.* (2003), ou Siegmund *et coll.* (2003). D'autres comme Bussel *et coll.* (1980) ont réfuté cette possibilité car les réactions de startle ont une latence de 80-90 ms. Cependant, l'hypothèse liée à la présence d'une réaction de "*Startle*" lors de la toute première présentation à un stimulus persiste, renforcée par la connaissance de la spécificité relative du « premier essai » (Oude Nijhuis *et coll.* 2009)

Lors des expériences sur la posture perturbée, soit les 1^{ers} essais sont écartés de l'analyse, soit les sujets peuvent expérimenter quelques essais afin de se familiariser au déplacement qui sera imposé (eg. "*the first trial of each series was an adaptation trial, excluded from further analysis to reduce habituation effects*") (Keshner *et coll.* 1987). Ces choix ne nous paraissent pas adéquats par-rapport à la réalité d'une chute : elle constitue une situation exceptionnelle dans des circonstances qui le sont tout autant et auxquelles le sujet n'a généralement pas le temps de se préparer et encore moins de disposer de pré-essais pour tenter d'apprendre à se rattraper. C'est avec ce raisonnement que l'équipe de Oude Nijhuis (2009) a choisi de s'intéresser au 1^{er} essai d'une série de perturbations posturales appliquées par rotation de la surface de support (multidirectionnelle) et ils ont constaté un comportement fort différent des essais suivants (appelé « effet 1^{er} essai » ou « first trial reaction »). Par-exemple, le déplacement du CM est 15% plus important lors du 1^{er} essai par rapport aux 9 rotations suivantes (identiques). Ces réactions se traduisent aussi par des amplitudes au niveau musculaire plus importantes et une latence plus courte au niveau des muscles des membres supérieurs. Ces réponses excessives doivent être dûes à un échec pour combiner les informations proprioceptives et vestibulaires de manière efficace et ces excédents d'activité musculaire pourraient causer en outre une instabilité posturale accrue (associée à ces réponses), typique des premiers essais. Cette réaction de type "1ère fois" réapparaît chaque fois qu'une nouvelle direction de perturbation est introduite. De la même manière, Blouin *et coll.* (2006) constatent que l'habituation entraîne une diminution significative de la réponse musculaire de type whiplash, mais celle-ci réapparaît lorsqu'un stimulus auditif fort est introduit.

La question a donc été posée de savoir si une telle réaction est assimilable au phénomène de startle décrit par ailleurs. Autrement dit, une perturbation externe imprévue de la posture peut-elle donner naissance à de tels « sursauts » ? La réaction de "*Startle*" (SR) est une réaction involontaire à un stimulus sensoriel inattendu. Ce phénomène neuromusculaire de sursaut apparaît généralement après un stimulus inattendu : les stimuli auditifs (les plus fréquents pour déclencher une SR), visuels (McManis *et coll.* 2001), somatosensoriels (Gokin *et Karpukhina*, 1985) ou vestibulaires (Bisdorff *et coll.* 1994) ont été utilisés pour induire une SR (cf. revue de Valls-Solé, 2008).

La manifestation la plus apparente du SR est tout d'abord sa précocité, exprimée par une contraction réflexe rapide involontaire des muscles du visage et des membres qui suit une progression rostro-caudale. C'est la réaction motrice généralisée la plus rapide chez les hommes et les animaux, un circuit qui pourrait donc être « pratique » lors de l'exécution de mouvements à haute vitesse. Ce qui fait la spécificité de cette réaction, c'est qu'elle est effectivement généralisée au corps tout entier. Si les

contractions musculaires apparaissent simultanément dans l'ensemble du corps, les contractions les plus vives et synchrones apparaissent au niveau du cou : les muscles qui répondent le plus fréquemment et avec la plus petite latence sont les Ooc, puis le SCM, les masseter, les muscles de bras puis des jambes. Cette réaction de « surprise » se caractérise par une activité synchrone (entre 10 et 20 Hz, dans des muscles bilatéraux homologues tels que les SCM, SCAL et PS cervical) (Grosse et Brown, 2003). Un autre critère permettant de caractériser une réponse comme étant une “startle” est son extinction progressive avec des stimuli identiques répétés (« habituation »).

Si le SR consiste en une contraction musculaire précoce, brève et généralisée à l'ensemble du corps, il est souvent accompagné d'une activité plus élaborée qui lui succède, résultant de l'intégration centrale des informations sensorielles portées par le stimulus : la OR (ou Réaction d'Orientation). Après la réaction précoce, involontaire et rapide, les sujets soumis à un son très fort montrent en effet une activité musculaire organisée sous une autre forme. La OR est une réponse comportementale peu décrite en neurophysiologie, qui résulte probablement d'une combinaison de curiosité, peur, dérangement,. (Gogan, 1970). Elle inclut une réaction motrice au-cours de laquelle le corps entier, la tête ou les bras s'orientent comme pour se préparer à attaquer ou défendre (Turpin, 1986). La réaction est parfois complexe, comme se lever brusquement d'une chaise,. De plus, elle est associée à des modifications de la résistance galvanique de la peau, une augmentation transitoire de la pression sanguine et une accélération de la fréquence cardiaque (Gautier et Cook, 1997 ; Dimberg, 1990 ; Holand et coll. 1999). Il est admis que le SR a une fonction protectrice de base ; tandis que le OR est l'expression partielle d'un changement comportemental en préparation à la défense ou l'attaque (cf. revue de Valls-Solé, 2008). En dehors des réponses motrices directes, un “startling stimulus” peut causer des changements dans l'excitabilité des structures corticales et sous corticales, tout au long du circuit moteur réticulospinal notamment, (exemple une accélération de la FC, une facilitation du réflexe H, ... (Furubayashi et coll. 2000 ; Delwaide et Schepens 1995, Valls-Solé et coll. 2002).

Le circuit neuronal sous-jacent au startle serait une boucle transcorticale rapide, telle que la modulation d'un réflexe d'étirement en moins de 85 ms (Van Doornik et coll. 2004), ou un startling son modulant la taille de la MEP en 50 ms (Fisher et coll. 2004). Une commande volontaire implique quant à elle des circuits cérébraux spécifiques via des boucles neuronales composées notamment des ganglions de la base, des aires motrices supplémentaires et prémotrice. Lorsqu'un mouvement rapide est requis, le système moteur peut agir de telle sorte que l'action est « libérée » au moment opportun. Le SR pourrait être impliqué dans la réalisation de mouvements volontaires : c'est le StartReact effect. Des recherches récentes tendent en effet à montrer que les mécanismes impliqués dans la réaction de startle contribueraient à l'exécution d'actions volontaires. En fait, si nous devons exercer un contrôle fin sur la sortie motrice, ce qui implique généralement une inhibition des réactions réflexes, cela peut aussi impliquer de laisser la SR se manifester, en accord avec nos actions volontaires. La revue de Valls Solé et coll. (2008) décrit les arguments plaçant en faveur de la contribution des circuits moteurs sous corticaux impliqués dans la genèse d'une SR, à l'exécution de mouvements volontaires (cf. PPI). Une tâche de temps de réaction simple constitue la réaction humaine la plus rapide qui a été décrite. Lorsqu'un “Startling” stimulus inattendu est délivré en même temps que le signal « impératif », le temps de réaction est significativement plus faible (Valls-Solé et coll. 1995, 1999; Siegmund et coll. 2001; Carlsen

et coll. 2004) et le mouvement exécuté est celui qui a été préparé, avec la même précision (*Castellote et coll.* 2007). Cet effet est aussi présent dans des tâches de temps de réaction à choix *Valls-Sole* (2004) mais des erreurs peuvent alors être observées dues à la précipitation (exemple : mauvaise main), comme observé dans toutes les situations où une contrainte temporelle est appliquée à la réaction

En conclusion, la réaction de “*Startle*” et/ou de « première fois » remplit une fonction de protection ; Néanmoins, elles peuvent être nuisibles au rattrapage car involontaires et inadaptées. En effet, le déploiement rapide d’une forte activité musculaire en un temps bref peut engendrer une réponse biomécanique exagérée, accentuant l’instabilité du corps. En revanche, on peut s’interroger sur l’influence de la direction de la perturbation sur un tel scénario car celle-ci peut faire d’une SR une aide au rattrapage si elle est biomécaniquement appropriée et au sens où elle exercerait un effet facilitateur sur la réponse volontaire.

1.4. Synthèse et Objectifs

La littérature est abondante sur le thème du contrôle postural, qu’il soit réactif ou prédictif. En effet, la perte de l’équilibre peut être provoquée de l’extérieur, ou subvenir au-cours ou suite à la réalisation d’un mouvement volontaire (origine interne).

Différents paradigmes expérimentaux ont été développés pour produire ou simuler ces formes de perte de l’équilibre dans l’objectif d’étudier le contrôle postural (réactif) et d’examiner les réponses compensatoires et les stratégies mises en œuvre. Nous avons vu que le paradigme de la plateforme mobile rassemble plusieurs avantages, c’est la raison pour laquelle nous avons choisi de l’utiliser. L’ensemble de ces études a fourni un aperçu du contrôle neuro-musculaire et les coordinations motrices en œuvre pour rester stable. Cependant, la variété des protocoles utilisés dans le cadre de la posture debout perturbée rend difficile toute comparaison. Les situations expérimentales diffèrent, depuis la nature de la perturbation jusqu’aux paramètres qui la caractérisent, ce qui peut expliquer les nombreux résultats contradictoires dont nous avons fait état.

La majorité des études se centre sur la phase de pré-impact mais les déstabilisations sont telles que le rattrapage est le plus souvent permis voire favorisé. En effet, les études considèrent des perturbations faibles et souvent unidirectionnelles, qui sont même parfois prédictibles ou dont la procédure prévoit une familiarisation préalable à l’expérimentation. Ces choix sont peu pertinents et non applicables dans le cadre de notre étude, qui souhaite se consacrer exclusivement à la chute, dans tout ce qu’elle représente dans la réalité (imprédictibilité, pas de consignes de rattrapage, etc.). Par-exemple, contrairement à d’autres études dans lesquelles les sujets disposent soit d’indices (“*cues*”), soit d’un temps de familiarisation à la perturbation avant de débiter l’expérience, soit sont incités à tomber de manière volontaire, nous avons souhaité respecter cette caractéristique importante d’imprévisibilité inhérente à la notion de chute et l’intégrer au protocole expérimental. En garantissant ces différents aspects, il était important pour nous de reproduire une situation possédant une certaine validité écologique (par exemple, le freinage d’urgence dans le bus ou le métro) et enfin, de prévoir dans le dispositif expérimental des mesures permettant de limiter les risques encourus par le sujet.

Quelques études seulement et pour la plupart ancrées dans le champ de la biomécanique, s'intéressent quant à elles à la phase d'impact. Ces dernières se basent donc sur des chutes réelles. L'objectif de ce doctorat était de s'intéresser à la phase de pré-impact en proposant des conditions de perturbation telles que le rattrapage ne pouvait être assuré à coup sûr.

Les personnes âgées sont les premières personnes visées dans le cadre de la prévention des chutes, c'est pourquoi de nombreux travaux s'emploient à recruter et sélectionner ce public cible pour leurs expériences. Pour notre part, nous avons choisi d'étudier des sujets jeunes et sains, ce qui nous permet d'écartier tout facteur intrinsèque lié à l'âge ou à une pathologie susceptibles de favoriser l'occurrence d'une chute et nous centrer sur les différentes étapes composant la chaîne de traitement de l'information lorsque le sujet se trouve en état de déséquilibre.

A l'heure actuelle, il n'y a pas de consensus sur les mécanismes neurophysiologiques et biomécaniques qui peuvent être responsables d'une chute. Pour appréhender dans toute leur complexité les phénomènes mis en jeu dans un laps de temps équivalent à la moitié d'une seconde, nous avons analysé les chutes de plain-pied et confronté – sur la base de l'observation d'un même comportement des interprétations issues de champs scientifiques différents : la neurophysiologie, la (bio-)mécanique, l'ingénierie, la robotique/modélisation et la physiopathologie du contrôle postural. L'originalité de ce projet repose sur ce fait d'étudier la réponse mécanique du système conjointement aux réponses musculaires lors d'une *vraie* chute.

Les objectifs de notre étude étaient :

- la définition de la configuration susceptible de prédire des chutes lors de perturbations extérieures inattendues
- l'identification d'indices physiologiques prédictifs d'une chute lors d'une perturbation de l'équilibre debout et l'analyse des différences de mécanismes mis en jeu entre le sujet chuteur et non chuteur (celui qui va tomber et celui qui parvient à se rattraper),
- l'identification de stratégies de réponses motrices adéquates et l'isolement de coordinations articulaires et synergies musculaires chez des sujets aptes à garantir une issue favorable, susceptibles ensuite d'être enseignées aux sujets à risque, en particulier chez les seniors.

2. PROTOCOLE EXPERIMENTAL

2.1. Population d'étude

25 sujets naïfs quant à l'objet/objectif de l'étude se sont portés volontaires pour participer à cette étude. Les caractéristiques des sujets sont présentées succinctement dans le tableau 2 ci-dessous. Le côté dominant était défini par le segment préférentiellement utilisé pour écrire et taper dans un ballon ou commencer à descendre les marches.

Sexe	Age (années)	Taille (cm)	Poids (kg)	IMC	Côté dominant
10 ♀, 15 ♂	28 ± 3	172 ± 7	65,7 ± 7	22,1 ± 2	Droit (23), Gauche (2)

Tableau 2 : Caractéristiques des sujets

Les critères d'inclusion étaient les suivants (cf. complément en *Annexe 10*)

- Absence de tout facteur susceptible d'affecter la stabilité tels que : un traitement médical, une dépendance à des substances addictives, une anomalie motrice, une intervention chirurgicale au niveau des membres inférieurs, de la hanche ou du dos, de l'arthrose, une pathologie neurologique, une déficience visuelle ou vestibulaire, une chute inexplicquée au-cours des 2 années précédant l'expérience
- Corpulence normale, basée sur des normes ajustées à l'âge correspondant à un indice de masse corporelle (IMC) situé entre 18,5 et 25%
- Taille comprise entre 155 et 190 cm afin d'ajuster au mieux le harnais utilisé dans l'expérience

Selon les modalités du texte de loi sur les essais biomédicaux sur l'homme, des informations relatives au protocole, à l'anonymat, au dispositif de sécurité, aux risques encourus étaient fournies pour lecture aux sujets avant les tests expérimentaux (*Annexe 9*). Après avoir lu la description du protocole auquel ils s'apprêtaient à participer, les sujets devaient signer la feuille de consentement de participation et pouvaient exercer un droit de retrait sans justification

2.2. Situation expérimentale

Les expérimentations se sont déroulées dans les locaux du Centre d'Etude de la SensoriMotricité, sur une plateforme dédiée aux expériences bio-médicales in-vivo, dans une pièce calme et silencieuse.

2.2.1. Dispositif et paradigme expérimental

Le schéma présenté en *Figure 26* décrit la configuration spatiale de l'expérience, l'installation choisie, le repère et le système de coordonnées global utilisés. En complément, deux photos du dispositif sont également présentées (*Figure 27*). Notre matériel expérimental se composait d'une « machine à tomber », pour perturber la posture debout, d'un système de capture de la position de marqueurs disposés à des endroits standardisés sur le corps ainsi que d'un système d'acquisition/suivi des activités musculaires. Les sujets se plaçaient debout au centre de la plateforme qui constituait leur surface de support en alignant au mieux l'axe frontal de leur corps sur l'axe Oy de la plateforme.

Dispositif de perturbation

Création de la perturbation et principe général : translation horizontale de la surface de support

Afin d'analyser les stratégies posturales mises en oeuvre lors d'une perturbation imposée, nous nous sommes basés sur le paradigme de la plateforme mobile – dont la translation soudaine de la surface de

support permettait de soumettre le sujet en station debout à l'équivalent d'une glissade dans le plan sagittal (axe antéro-postérieur) et frontal, (axe médio-latéral).

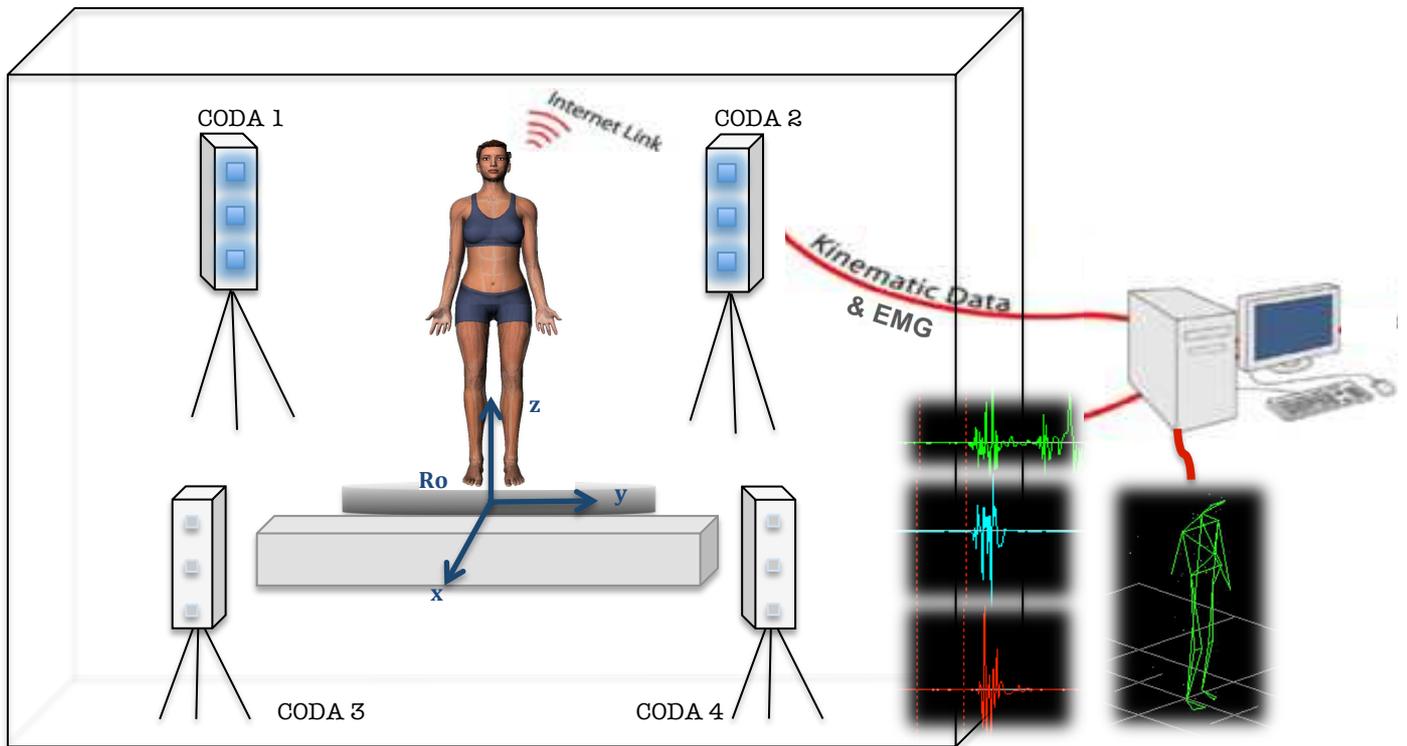


Figure 26 : Configuration spatiale de l'expérience

« Machine à tomber » : plateforme mobile à commande pneumatique

La plateforme mobile à commande pneumatique a été conçue dans le cadre de ce projet par Space Control (C. Saloni) Ce système permet de déclencher la chute d'une personne par la technique du « tiré de tapis » (cf. Figure 28).



Figure 27 : Photos du Dispositif expérimental
Sujet harnaché, en position initiale debout sur la plateforme mobile

Un Vérin à gaz embarqué sous le podium est capable de le projeter à une accélération maximale de 3G. Il est piloté par un moteur électrique de type *Brushless* fixé sous le socle. Le vérin est comprimé par un câble lorsqu'on ramène le podium au centre, puis à l'aide d'un appui bouton (marche manuelle) ou sur temporisation aléatoire, il est largué à une vitesse prédéfinie et connue de l'opérateur. Il parcourt une distance de 500 mm environ (soit une amplitude moyenne de déplacement de la plateforme de 40,5 cm). Le câble permet le contrôle de la détente au moment du lâcher. Un contrôle en position par codeur permet une mesure du déplacement. Des capteurs sur le tour du podium arrêtent instantanément la course si celui-ci rencontre un obstacle. Un programme de gestion permet de régler la vitesse souhaitée et de contrôler la temporisation du déclenchement aléatoire du relâché. Un pivot permet la rotation autour du câble qui passe par l'axe central (une liaison à roulement évite la torsion sur le câble). Le podium peut tourner librement quand il est ramené au centre ; on change ainsi manuellement la direction du glissement qui sera occasionné. Au-niveau de la sécurité, des boutons sur l'armoire de commande permettent de ramener le podium au centre, ou détendre le vérin. Un bouton d'arrêt d'urgence immobilise le système.

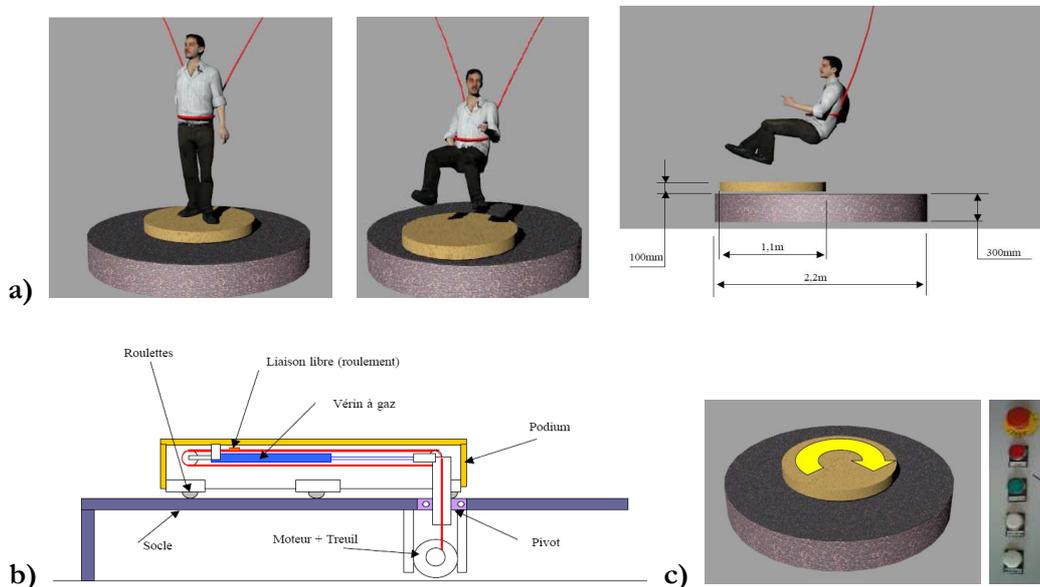


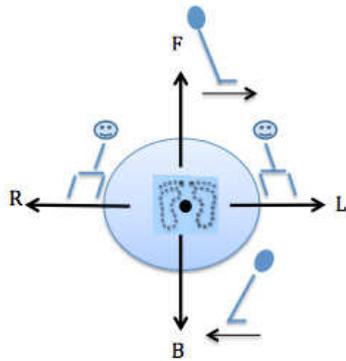
Figure 28 : a) principe de fonctionnement de la plateforme mobile: technique du « tiré de tapis ». b) dimensions de la plateforme mobile c) schéma de fonctionnement de la plateforme

2.2.2. Méthode

Caractéristiques de la perturbation :

Quatre directions (*Forward F*, *Backward B*, *Leftward L* et *Rightward R*) et deux vitesses de perturbation (lente-*slow s-*, rapide-*fast f-*) étaient utilisées. Ainsi, une perturbation vers l'avant (« Forward ») fait référence aux essais où la plateforme et les pieds se déplacent de façon antérieure au tronc, ce qui provoquerait, en l'absence d'une réponse protectrice, une chute vers l'arrière. A l'issue de quelques pré-tests, le choix de la vitesse était tel que les perturbations lentes devaient conduire à un rattrapage et les perturbations rapides à une chute. Néanmoins, le prototype de la plateforme n'autorisait pas le dépassement d'un seuil maximal de vitesse équivalent à 1m/s. Le tableau ci-dessous recense les caractéristiques de ces perturbations (vitesses, accélérations et durées de déplacement), obtenues avec le

marqueur collé au plateau mobile. De plus, pour une caractérisation complète de la perturbation, un accéléromètre était posé sur la plateforme, ce qui permettait d'obtenir l'accélération et la secousse ('jerk'), filtrés avec un filtre CFC (200Hz). Le profil de l'accélération correspondait à une « rampe ». A noter que la décélération nécessaire au freinage de la plateforme ne modifiait pas le rattrapage (et ne le favorisait pas), du moins en phase précoce (ce qui fait l'objet de ce travail doctoral), car celle-ci intervenait après 500 ms lors d'une perturbation rapide et après 1 seconde lors des perturbations lentes.



Type	Description	Durée	Vitesse moy.	Pic d'accélér.		Pic du Jerk	
				sec	m /sec	G	m/s^2
Lent	<i>Rattrapage</i>	1	0,35	0,8	7,8	18,4	180
Rapide	<i>Chute attendue</i>	0,5	0,9	1,1	10,7	30,6	300

Tableau 3 : Caractéristiques de la perturbation selon son intensité

Figure 29 Caractéristiques de la perturbation selon la direction de la translation de la surface (sens antéropostérieur et médiolatéral) : F forward, B backward, L leftward, R rightward

Session expérimentale :

L'expérimentation durait en moyenne 2 heures : la préparation et l'équipement du sujet duraient 1h à 1h30 puis le sujet passait environ 30 minutes sur la machine à tomber. En une seule session (bloquée), le sujet expérimentait un total de 32 essais ; soit 8 par direction selon 2 vitesses différentes (condition lente et rapide). Les essais suivaient un partage équitable et randomisé des directions et des vitesses de perturbation grâce à la méthode des carrés latins. Cette répartition aléatoire permettait de minimiser l'anticipation de la perturbation. L'intervalle de temps entre les essais était dicté par le fait que le participant soit prêt et le temps de paramétrage de la plateforme. Un intervalle type inter-essai durait moins d'une minute. Une période de repos de 5 minutes était prévue à la moitié de l'expérience.

- La **préparation** consistait à revêtir les sujets d'une combinaison et/ou d'un cuissard, et un débardeur serré ou une brassière pour les sujets féminins. Les sujets masculins restaient torse-nu, dans la mesure du possible. Ces précautions vestimentaires permettaient de limiter les glissements des marqueurs sur les vêtements ou la peau. Avant la série d'essais, les sujets étaient en effet équipés de marqueurs réfléchissants et d'électrodes EMG sans fil collés avec un adhésif double face hypo-allergénique (explications détaillées dans la partie 2.3.2). A l'issue de cette phase consistant à équiper le sujet, ils étaient ensuite photographiés (de face/dos/profil) de façon à vérifier ultérieurement le positionnement des marqueurs, notamment pour la seconde phase du travail (Modélisation, cf. Chapitre III).

- Dans cette série de tests expérimentaux, un **dispositif de retenue** permettait d'interrompre les chutes complètes, avec impact au sol ou hors de la plateforme (cf. photo en Fig. 27) et réduire les risques d'atteinte à l'intégrité physique des sujets. Un portique monté sur la plateforme et conçu pour ne pas masquer le champ de vision des caméras permettait de l'attacher et le dispositif de retenue sur lequel il était fixé était ajusté à la taille du sujet.. Malgré ce dispositif, le sujet pouvait fléchir complètement au niveau de la hanche, et le câble de suspension n'interférait pas avec le mouvement, ce qui aurait conduit à une restriction implicite des stratégies posturales spontanées. Il s'agissait dans ce

projet d'étudier le stade précoce de la chute (les 500 ms qui suivent la perturbation) or le harnais n'interférait pas avant ce délai.

- Après la phase de préparation, les expérimentateurs procédaient à quelques **tests cliniques** visant à identifier le côté dominant du sujet (main et bras préférentiels, jambe d'appui) ; normaliser l'activité musculaire et évaluer leur faculté d'équilibre général (maintien de l'appui unipodal avec les yeux fermés pendant au moins 30 secondes).

- Avant chaque essai, les sujets devaient adopter la **position initiale** suivante : debout, immobile, « tête-tronc-jambes » alignés, yeux ouverts, regard horizontal, tête droite, bras immobiles et relâchés le long du corps, position standardisée des pieds en termes d'écartement – distance inter-talons de 11 cm environ - et d'ouverture des appuis de 10°, respectant les normes proposées par [McIlroy et Maki \(1997\)](#). Cette position de repos naturelle et confortable avec une base de support relativement faible était contrôlée à chaque essai. Il était aussi demandé aux sujets de toujours se repositionner de manière symétrique selon l'axe sagittal sur la plateforme. De plus, les sujets devaient veiller à avoir leur poids réparti équitablement sur les appuis, et détendre au besoin les muscles enregistrés, notamment au niveau des membres inférieurs (ex : soléaires). L'expérimentateur contrôlait l'absence de crispations excessives avant chaque essai ; et vérifiait la visibilité de tous les marqueurs par les unités du système Coda ainsi que leur positionnement correct (permutation entre deux marqueurs, décollement,...)

- **Consignes : réaction naturelle.** Il n'y avait pas de consignes précises données sur le rattrapage si ce n'est de « réaliser ce qui vous vient spontanément pour maintenir et retrouver votre équilibre en essayant de ne pas tomber ». Cette consigne était suffisamment vague pour ne pas influencer le choix de stratégie et la réponse du sujet. Cela nécessitera un tri ultérieur des « stratégies » employées.

- **Effet de surprise, imprédictibilité :** le sujet ne devait pas être en mesure d'anticiper la perturbation et s'y préparer. Pour cela, plusieurs conditions ont été réunies : - une mise en confiance et un état de détente grâce aux différentes informations apportées avant les tests, la mise en place du dispositif de sécurité, et la vérification du bon ajustement du harnais sans qu'aucune douleur ne soit ressentie - la période d'acquisition durait 15 secondes, intervalle au-cours duquel la perturbation pouvait avoir lieu, ne permettant pas au sujet d'anticiper le moment exact la plateforme allait se déplacer, ni dans quelle direction et avec quelle vitesse. Aucun signal auditif ou visuel ne pouvait le renseigner sur la phase de lancement de la plateforme. A noter que cette imprédictibilité associée à une éventuelle appréhension du déséquilibre entre les essais pouvait générer un sentiment d'inconfort. Par ailleurs, il n'y avait pas de familiarisation aux conditions expérimentales, les mouvements étaient quantifiés dès la 1^{ère} impulsion et les effets adaptatifs ou anticipateurs étaient réduits puisqu'il n'y avait pas d'essai d'entraînement.

2.3. Paramètres mesurés et calculés

2.3.1. Synthèse des moyens de mesure existants

Depuis des siècles, l'esprit scientifique humain tente de décrire les phénomènes qu'il observe dans la nature, et se passionne notamment pour le mouvement des êtres vivants. Dès le 4^{ème} s. avant J-C, Aristote avait postulé que sur Terre, la direction privilégiée était la verticale : tout corps non contraint suivait cette direction et était attiré vers le sol. Après Copernic, Kepler ou encore Galilée, qui énonceront des lois physiques purement empiriques, c'est Newton qui, le premier, va se montrer soucieux de comprendre les mécanismes des phénomènes sur la base d'expériences : elles le conduiront à formuler une théorie et déterminer une loi donnant les variations de la notion de force qui attire les masses de deux corps avec la distance qui les sépare. Il énoncera également la formule du principe d'inertie et la relation fondamentale de la dynamique. A partir de là, le développement des mathématiques va conduire Euler et Lagrange à formuler les équations différentielles du mouvement. Depuis lors, d'autres chercheurs ont suivi et contribuent à établir des méthodes de résolutions des équations du mouvement de plus en plus complexes. Aujourd'hui, l'étude du corps en mouvement suscite l'intérêt de chercheurs appartenant à des champs scientifiques différents et aux problématiques très éloignées.

Les outils et systèmes d'observation, de mesure et de capture du mouvement humain toujours plus performants, fiables et diversifiés, connaissent un essor qui ne cesse d'évoluer avec le développement des nouvelles technologies. En quantifiant le mouvement pour le décrire et le caractériser, ces outils sont des ressources pour apporter des réponses à des problèmes dans des domaines aussi variés que la recherche en neurophysiologie ou en biomécanique, la médecine, le sport, l'ergonomie, la robotique et le contrôle moteur de bipèdes, le monde virtuel, de l'animation et de la simulation de personnages de synthèse, la physique. En clinique, ces systèmes sont utilisés pour étudier la rééducation fonctionnelle de la marche, les troubles moteurs relatifs à l'hémiplégie, ou suite à une intervention chirurgicale de type pose de prothèses au niveau articulaire, amputations,. Ces outils peuvent se répertorier en 3 catégories: les systèmes de mesure cinématiques, dynamiques et électromyographiques. Nous les décrivons succinctement dans cette partie commune à nos deux études expérimentales, avant de détailler ceux que nous avons retenus. De fait, nous avons choisi de coupler deux systèmes d'acquisition complémentaires pour quantifier le déplacement des segments corporels, tout en assurant un suivi des activations musculaires associées.

- Outils de mesure Dynamiques - L'analyse dynamique en biomécanique est l'étude des forces et des moments internes qui engendrent le mouvement. Dans la pratique, il n'existe pas de méthode non invasive permettant une lecture directe des efforts transmis à chaque articulation. Elle passe donc par une modélisation du corps utilisant les lois de la mécanique, sur la base des enregistrements des forces et moments externes de réaction du sol sur le pied (capteur de pression, plateforme de force,.) Ils n'ont pas été abordés dans le cadre de ce travail.
- Outils de mesure Cinématique 3D - Dès la fin du 19^{ème} siècle, les premiers travaux voient le jour avec les études de Muybridge sur les allures en locomotion équine à l'aide de plusieurs appareils photographiques pour recueillir plusieurs clichés instantanés du mouvement afin de le décomposer (*Animal locomotion*, 1872-1885). En inventant le fusil photographique, *Marey et Demeny* (1885) sont considérés comme les premiers chercheurs en analyse du mouvement sur la balistique du corps humain (*cf. Figure 30*). La chronophotographie cèdera ensuite la place à la cinématographie qui permet d'obtenir une vue d'ensemble de l'expérimentation et de recueillir des informations sur les habiletés mises en jeu. Aujourd'hui, les moyens de mesure cinématique tridimensionnelle couramment employés dans le domaine de la biomécanique utilisent des technologies à base de capteurs (goniomètres articulaires, accéléromètres, gyroscopes, capteurs de positions magnétiques) ou de vision (caméras vidéo, systèmes optoélectroniques) Par la description des variations de position des segments corporels dans l'espace et dans le temps, ils permettent ensuite à une étude en trajectographie d'être menée.



Cette image représente un coureur en costume noir à bandes réfléchissantes (*Marey, 1883*) Des bandes réfléchissantes sont placées sur les sujets et l'enregistrement du mouvement se fait par capture de la lumière réfléchi par ces derniers.

Figure 30 : Méthode de la Chronophotographie

2.3.2. Acquisition des données

Notre souhait était de caractériser l'état du système neuromusculaire en couplant aux mesures mécaniques des mesures de l'activité musculaire. L'originalité de notre dispositif expérimental réside donc dans l'enregistrement simultané à deux fréquences différentes et synchronisée des signaux des systèmes d'analyse gestuelle et d'analyse des activités électromyographiques. Ceci permet l'émission d'un seul fichier contenant l'échantillonnage des données brutes des deux systèmes.

Acquisition des données cinématiques

Nous avons enregistré les données cinématiques tridimensionnelles des sujets grâce au système de capture du mouvement optoélectronique Coda Motion (Codamotion, Charnwood Dynamics, and Leicestershire, UK), qui détectait en infrarouge la position 3D (x,y,z) de chaque marqueur placé sur le corps. La *Figure 31* montre les différents composants du système.

Système Coda Motion: Il s'agit d'un système de capture optoélectronique basé sur des cellules photosensibles et des marqueurs actifs. Les systèmes optant pour une solution technique à marqueurs actifs présentent plusieurs avantages tels que la reconnaissance instantanée des marqueurs par le système d'acquisition, la précision des trajectoires spatiales⁴ et un mode d'utilisation en temps réel (mémorisation des acquisitions, récupération et visualisation des données des marqueurs, commande des dispositifs annexes, gestion de la plateforme mobile.) Par-contre, à la différence des systèmes passifs, ils sont limités en nombre de capteurs à cause du compromis entre la fréquence de multiplexage et le temps de traitement des signaux. Par-exemple, l'utilisation de 28 marqueurs est associée à une fréquence d'échantillonnage de 200 Hz. Comme la plupart des systèmes optoélectroniques, CodaMotion utilise la méthode de stéréovision pour la reconstruction tridimensionnelle des coordonnées spatiales des marqueurs à partir d'images provenant de deux caméras. L'emplacement des caméras est donc primordial car, pour ne pas être occulté, chaque marqueur doit être visualisé par au moins deux caméras. Leur mise en place définit un volume utile pour mesurer les mouvements à étudier. Ces caméras réceptionnaient le signal émis par 27 marqueurs, dont l'un positionné sur la plateforme pour connaître le début de la perturbation et ses caractéristiques, et les autres placés symétriquement (à gauche et à droite) sur l'ensemble du corps du sujet (cf. *Figure 32*). Leur visibilité était vérifiée avant chaque essai et une calibration de l'espace de capture avec le repère choisi était effectuée. Avant toute acquisition, un calibrage était nécessaire pour connaître la position relative de chaque caméra et permettre aux algorithmes de reconstruction de fonctionner en définissant les axes d'un repère global commun (lié au laboratoire). L'interface logicielle de calibrage du CodaMotion fournissait des indices permettant à l'expérimentateur de juger de la qualité de la calibration.

Erreurs instrumentales et expérimentales: Les erreurs liées à l'appareil de mesure sont dites *instrumentales*. Elles sont principalement imputables à la qualité des objectifs, à la digitalisation des caméras et à la performance de l'algorithme de reconstruction en 3D des trajectoires. Les erreurs *expérimentales* sont inhérentes aux conditions d'expérimentation (Cappozzo, 1996) et peuvent donc être corrigées partiellement. Elles sont issues de la mauvaise position des marqueurs, la perte de données dans les trajectoires, les artefacts liés au problème de « glissement de peau ». L'os est enveloppé d'éléments

⁴ il ressort des tests de performance que la résolution spatiale du système CodaMotion CX1 est inférieure à 0,3 mm (même s'il faut prendre en compte l'espace d'acquisition)

mous (muscles, masses adipeuses, peau en surface) qui peuvent osciller et induire des déplacements relatifs parasites avec les marqueurs. Enfin, si l'interface graphique conçu par les logiciels d'exploitation des systèmes rivalisent pour représenter au mieux les déplacements des segments (modèles de squelette, de corps entier ou de lignes), cela engendre en contre-partie un inconvénient majeur : conçus pour faciliter l'analyse clinique, la mise en oeuvre et le contrôle de la validité des mesures issues des modèles et des hypothèses de calcul utilisés par ces systèmes complexes sont difficilement accessibles.

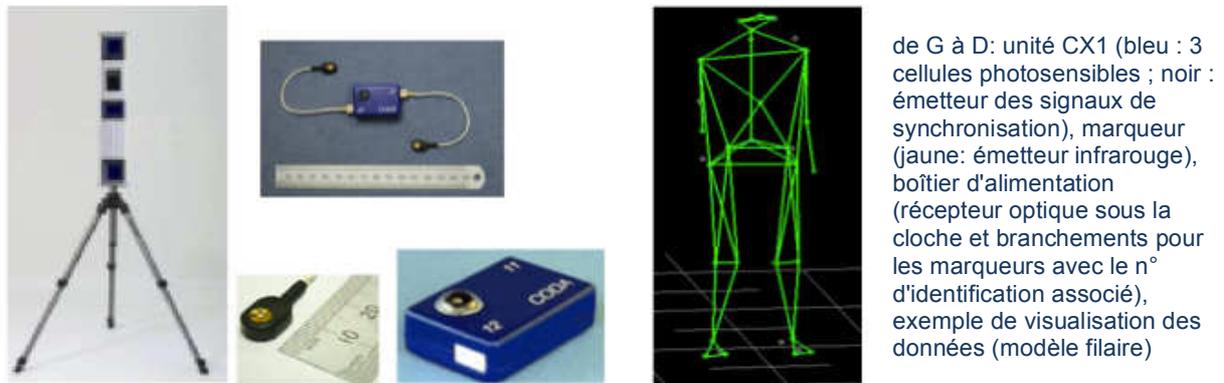


Figure 31 : Composantes du système Codamotion mpx30 (Charnwood Dynamics, Suède).

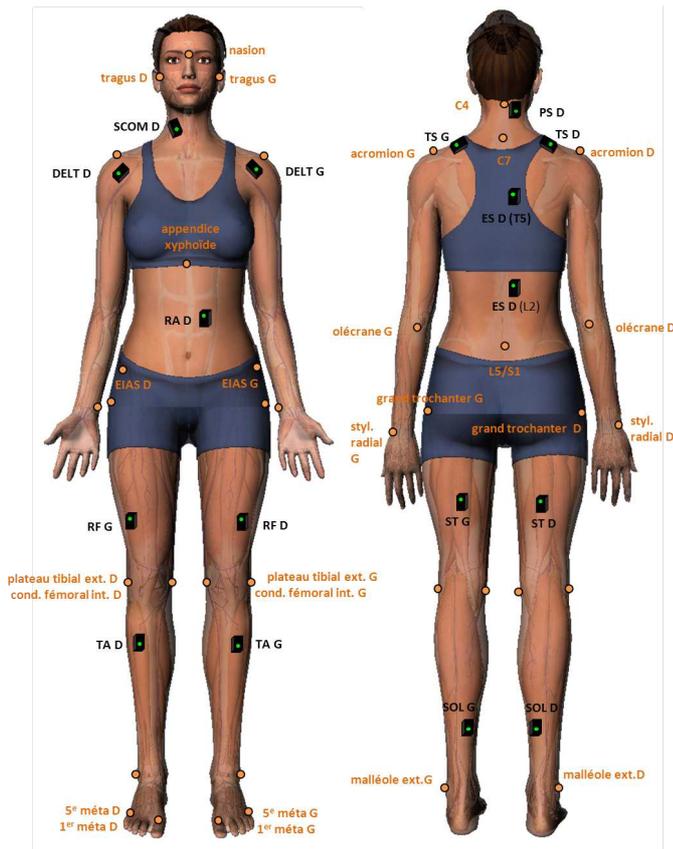
Placement des marqueurs La position des marqueurs sur les points anatomiques caractéristiques est primordiale pour le modèle morphologique des individus. Le placement choisi est détaillé en *Figure 32a* et se basait sur une étude antérieure. La limitation du nombre de marqueurs n'a pas permis de suivre les recommandations de la Société internationale de Biomécanique et le système de coordonnées articulaires standard tel que défini par Wu *et coll.* (2002, 2005). Par-conséquent, nous avons surtout cherché à évaluer, de manière qualitative, des variations angulaires (variabilité par rapport à la position initiale). De plus, nous nous sommes focalisés sur les mouvements principaux, et émis l'hypothèse que les déplacements angulaires avaient lieu dans un seul plan (2D).

Cinématique articulaire A partir de la position tri-dimensionnelle des marqueurs anatomiques, les repères associés aux segments étudiés pour le calcul des angles de mobilité étaient définis et ont ensuite permis de décomposer les mouvements articulaires (cf. *Figure 32b*). Chaque segment corporel était ainsi affecté d'un repère cartésien orthonormé, dont l'origine était liée au segment. Les référentiels spécifiques aux segments pied, tibia, fémur, tête et bras étaient représentatifs de la géométrie osseuse et des axes fonctionnels du segment considéré. Ces référentiels déterminaient la position et l'orientation des segments dans le repère fixe du laboratoire, illustré en *Figure 26* (origine: point fixe au sol, axe vertical: dirigé vers le haut, axe X: vers l'avant, axe Y: latéral vers la gauche).

Pour les mouvements articulaires, seuls les angles de rotation nous ont intéressés dans cette étude. Une fois les positions déterminées, un lissage par moyenne glissante était effectué, suivi d'une dérivation numérique pour calculer les vitesses et accélération linéaires et angulaires des mouvements articulaires avant d'effectuer une nouvelle moyenne glissante (filtrage). L'étude du déplacement (translations, vitesse et accélérations) de chaque marqueur a aussi été réalisée.

Les déplacements articulaires étudiés incluaient, pour les deux côtés du corps, les mouvements de flexion/extension et d'inversion/éversion de la cheville, la flexion/extension du genou, les mouvements de flexion/extension et d'abduction/adduction de la hanche, les mouvements de flexion/extension au niveau du coude et l'abduction/adduction des bras au niveau de l'épaule, mais aussi la rotation de la tête (en flexion/extension) par-rapport au tronc. Enfin, les translations/rotations du tronc et de la tête étaient évaluées dans le repère global, en trois dimensions. Tous les angles inter-segmentaires étaient référencés par rapport à la position initiale du sujet (position verticale debout, bras le long du corps, avant-bras naturellement en pronation), à l'exception des hanches et des genoux (180° en position initiale). L'extension du segment distal par rapport au segment proximal et l'abduction étaient définies comme des rotations à signe positif, la flexion et l'abduction à signe négatif.

- Cheville : l'angle de flexion/extension était calculé entre le vecteur pied (axe longitudinal) et le vecteur tibia, définis à partir marqueurs suivants : condyle externe, malléole externe, 5^{ème} métatarses. L'angle de supination/pronation autour de l'axe antéropostérieur tibial était calculé à partir d'un axe métatarsien (1^{er} et 5^{ème} métatarses) et condylien (condyles externe et interne).
- Genou : l'angle de flexion/extension du tibia par rapport au fémur était calculé à partir des marqueurs de la malléole externe, du condyle externe et du trochanter qui ont permis de construire les axes locaux associés au tibia et au fémur.
- Hanche : l'étude des mouvements d'abduction/adduction et de flexion/extension a été réalisée à partir des marqueurs suivants : condyles externe et interne, trochanters, EIAS et sternum, qui nous ont permis de définir les repères liés au fémur, au bassin et au tronc (axe fémur, axe transversal reliant les épines iliaques, axe vertical partant du centre des EIAS jusqu'au sternum (Z local orienté vers le haut) et axe postéro-antérieur du bassin (x local) obtenu ensuite par produit vectoriel. Comme l'illustre la *Figure 32b*, les angles étaient calculés par projection du repère fémur dans le plan sagittal et frontal (abduction/adduction).
- Bras : Les mouvements de flexion/extension et d'abduction/adduction étaient étudiés à partir des marqueurs disposés sur l'apophyse styloïde, l'oléchrane, les EIAS, les acromions et le sternum. Ils ont permis de définir les axes associés aux bras, l'axe reliant les deux épaules (y local), l'axe postéro-antérieur (x local) et l'axe vertical.
- Tronc : à partir de l'axe des épaules et du sternum, et de l'axe x local (obtenu par produit vectoriel), nous avons étudié la rotation du tronc dans le repère global relativement à sa position initiale.
- Tête : les marqueurs placés sur la tête au niveau temporal et frontal ont permis de définir le centre du repère tête (barycentre des 3 marqueurs) et définir le repère tête selon 3 axes : z (caudo-crânial), y (médiolatéral : droite vers gauche) et x (postéro-antérieur). La translation et la rotation du solide dans le repère global étaient étudiées ; ainsi que les déplacements mesurés au niveau des marqueurs.



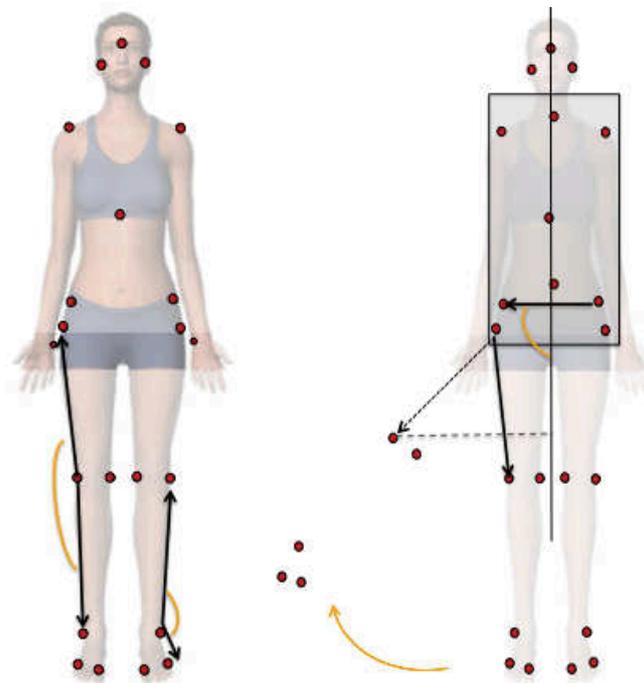
	Segment	Positionnement des marqueurs
Membre inf.	Pied	Tête du 1er métatarso-phalangienne
		Tête du 5è métatarso-phalangienne,
		Malléole latérale externe
	Cuisse	Condyle latéral fémoral Condyle médial tibial Trochanter majeur
Tronc	Pelvis	Crête de l'épine iliaque antéro-sup articulation lombo-sacrée (L5/S1)
	Thorax	Appendice xyphoïde (bord inférieur sternal)
Tête/cou	Nuque	Processus transverse de la 4è cervicale Processus épineux de la 7è cervicale
	Tête	Tragus Nasion
Membre sup.	Bras	Articulation acromio-claviculaire
	Avant-bras	épicondyle latéral (olécrane), apophyse styloïde cubitale

Figure 32 a) Placement des marqueurs
Une palpation des emplacements des points osseux spécifiques était faite pour limiter les erreurs de positionnement des marqueurs.

b) calcul des variations angulaires

Marqueurs servant au calcul des angles de flexion/extension au niveau de la cheville et du genou (à gauche) ;

A droite, marqueurs et méthode pour l'étude des mouvements angulaires au niveau de la hanche (abduction / adduction, flexion / ext.)

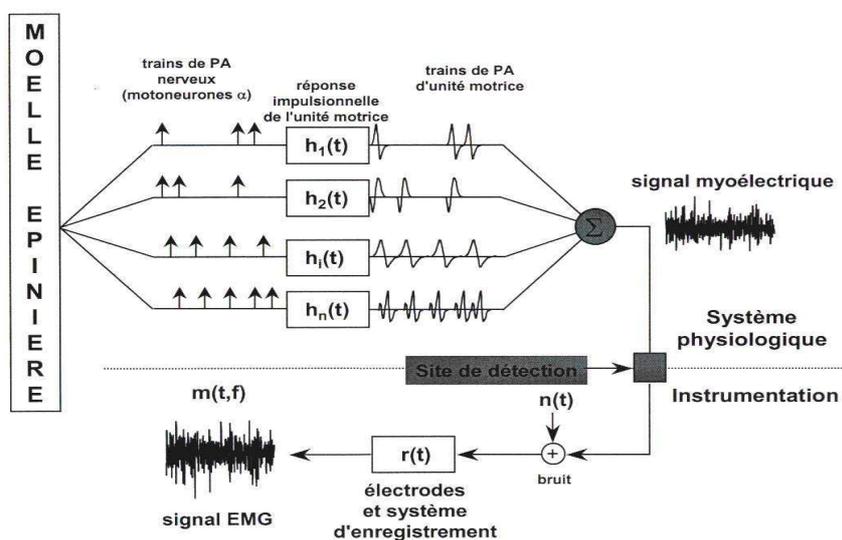


Acquisition des données électromyographiques (EMG)

Les travaux princeps de Luigi Galvani, sur des nerf-muscle de grenouille ont montré qu'un phénomène électrique était responsable de la contraction musculaire. Depuis les premiers enregistrements de H. Piper en 1912, les appareils de mesure ont évolué. Nous avons utilisé des électrodes EMG de surface, reliées par Wi-Fi à la chaîne d'acquisition globale.

Définition et Technique de détection : « L'électromyographie est l'étude fonctionnelle du muscle au travers du recueil et de l'analyse du signal électrique émanant de celui-ci lorsqu'il est en contraction. C'est une technique de détection, d'enregistrement et d'analyse de l'activité musculaire (Basmajian et De Luca, 1985), grâce à des électrodes insérées dans le muscle, ou de manière non-invasive, collées à la surface de la peau (en regard du muscle étudié). Cette dernière méthode, appelée électromyographie de surface, est la plus couramment utilisée, et permet la détection et l'enregistrement de l'activité électrique musculaire de muscles périphériques volumineux.

En mesurant une activité représentative d'un volume musculaire plus conséquent, elle est davantage reliée aux caractéristiques mécaniques du mouvement (force développée, vitesse de déplacement, type de contraction etc.) (Bouisset et Maton, 1995). De ce fait, ce type de mesure est généralement préféré bien qu'il présente certaines limites que nous détaillerons ci-après. Le signal détecté résulte de la sommation algébrique des potentiels d'action des unités motrices actives du muscle lors de sa contraction, et situées dans le champ de détection sous-jacent aux électrodes de surface. Le potentiel d'action mesuré à travers la peau reflète la distribution spatiale des charges sur la fibre musculaire, distribution qui rend compte de la génération du potentiel d'action au niveau de la jonction neuromusculaire, de sa propagation ionique de part et d'autre de celle-ci, le long du sarcolemme vers les deux extrémités tendineuses et de son extinction au niveau des jonctions myotendineuses. Le mode de réception bipolaire est la configuration couramment utilisée pour mesurer et quantifier l'activité EMG de surface lors de contractions volontaires ou provoquées électriquement. Elle offre un compromis satisfaisant entre un rapport signal/bruit (notamment électromagnétique réduit) et une quantité d'informations électriques contenues dans le signal suffisantes (Duchene et Goubel, 1993).



La séquence de décharges générées par les MN α au niveau de la moëlle épinière détermine celle du train de PA propagé par chaque unité motrice, $h(t)$. La sommation spatio-temporelle des unités motrices recrutées (1 à n) donne naissance à un signal myoélectrique global non-observable. Le signal EMG de surface est principalement lié au nombre d'U.Mot recrutées (recrutement spatial) et à leur fréquence de décharge (recrutement temporel). La chaîne d'acquisition introduit par ailleurs une distorsion de ce signal en y ajoutant un bruit électrique $n(t)$ et en le filtrant $r(t)$. Il en résulte un signal EMG observable $m(t,f)$, t étant le temps et f l'amplitude de ce signal (adapté de De Luca, 1979)

Figure 33 : Modélisation du signal EMG global généré à partir de potentiels d'unité motrice.

Limites méthodologiques : Des facteurs physiologiques et expérimentaux illustrés en Figure 34 sont susceptibles de modifier le signal, i.e. la forme des PA détectés en surface (voir revue de Farina, 2004). Dans des conditions de recueil idéales, on distingue, parmi les facteurs physiologiques susceptibles de modifier le signal, les variables anatomiques (diamètre des fibres musculaires, répartition spatiale des unités motrices dans le muscle, épaisseur des couches de tissu sous-cutané) et fonctionnelles (vitesse de

conduction et forme des potentiels d'action musculaires, synchronisation des unités motrices). Le signal EMG dépend aussi des propriétés inhérentes au système nerveux à l'origine de la commande motrice, des méthodes de recueil et traitement du signal, ou encore du type d'exercice (Duchene *et* Goubel 1993). En effet, le signal mesuré et les informations que l'on peut en extraire sont affectés par des facteurs comme le placement et l'orientation des électrodes, la distance inter-électrode, l'impédance peau-électrode. Par-exemple, l'énergie totale du signal est sous-estimée au niveau des zones d'innervation et tendineuses. De plus, seule l'activité des fibres superficielles peut être captée, le signal recueilli représente ce qui se passe dans la zone en regard de l'électrode et dépend du volume conducteur (cf. forme et taille de l'électrode). Le signal peut aussi refléter une activité surestimée du fait de l'activité de muscles adjacents (phénomène de "Cross Talk"). Enfin, il existe plusieurs sources de bruit : les muscles avoisinants (signal facilement contaminé), l'ECG, le bruit électrique ambiant (50 Hz), les mouvements des muscles, de la peau (effet résistif et capacitif, courants induits, contractions éloignant l'électrode de la source) et le bruit des capteurs.

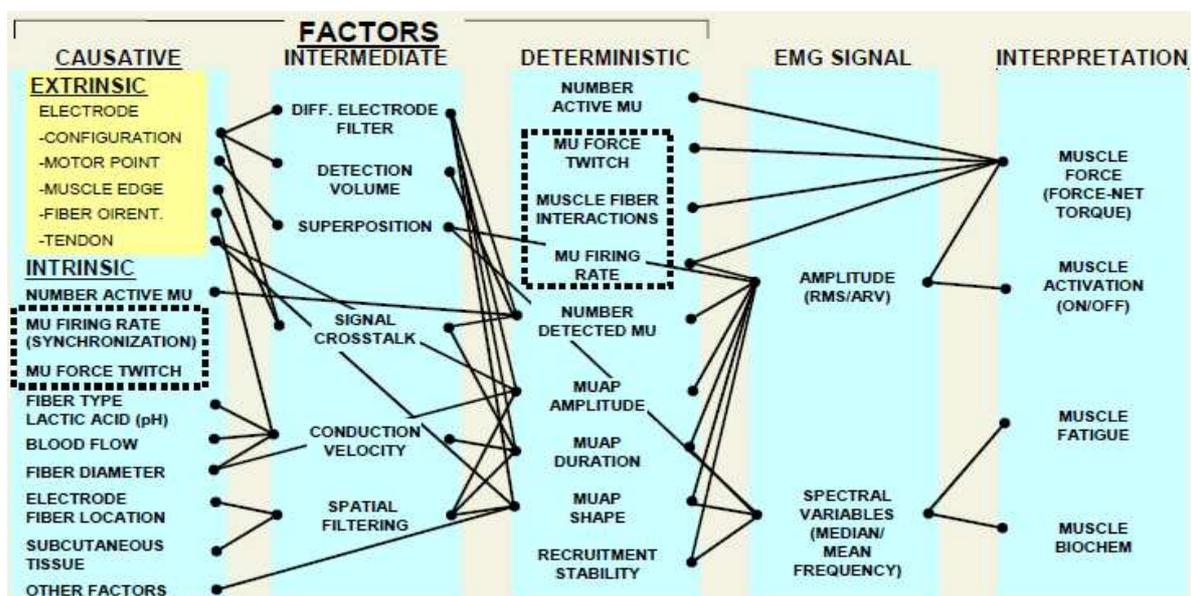


Figure 34 : Facteurs d'influence du signal EMG (issu de De Luca, 1997)

"Electromyography is too easy to use and consequently too easy to abuse" A gauche: représentation schématique des principaux facteurs physiologiques et expérimentaux susceptibles de modifier la forme du PA détecté en surface (d'après Merletti, 1992) ; A droite: influences & interactions entre les facteurs extrinsèques, pouvant être contrôlés par l'expérimentateur (design et localisation du senseur, attache,..) et intrinsèques (propriétés anatomiques, physiologiques, électriques qui ne peuvent pas être contrôlés par l'utilisateur, mais qui sont à prendre en compte)

En résumé, l'EMG de surface est une technique largement utilisée, qui permet de rendre compte du niveau d'activation d'un muscle et qui est à l'avantage d'être non-invasive et facile à mettre en œuvre. Néanmoins, il est nécessaire de prendre des précautions quant à l'interprétation des résultats étant donné les nombreux facteurs méthodologiques et/ou techniques influençant les mesures (Merletti *et coll.* 1992). Il est possible de réduire les effets de certains phénomènes non-physiologiques en respectant certaines précautions méthodologiques, ceci afin d'améliorer la qualité et la reproductibilité du signal EMG. Par-exemple, il est recommandé de suivre les préconisations de l'ISEK ou du projet SENIAM en matière d'enregistrement du signal électromyographique afin de réduire les artefacts et diminuer l'impédance des tissus cutanés. La conductivité de la peau varie en outre avec la transpiration,

l'humidité ambiante ou le stress. La peau était préalablement rasée, poncée puis rubéfiée, dégraissée et nettoyée à l'alcool avant d'être séchée puis les électrodes étaient appliquées à la surface de la peau entre le tendon distal et la zone d'innervation, sur la partie charnue du muscle parallèlement à l'orientation supposée des fibres (Hermens *et coll.* 2000). Enfin, il est possible de traiter le signal EMG brut afin d'en extraire des variables permettant de qualifier et quantifier l'état du système neuromusculaire à un moment donné ou son évolution dans le temps.

Signal EMG et Grandeurs Biomécaniques : Les paramètres du signal EMG peuvent être mis en relation avec des signaux mécaniques comme le couple de force développé par le muscle, la position articulaire (en relation avec la longueur du muscle) ou encore la vitesse angulaire (en relation avec la vitesse de raccourcissement ou d'allongement du muscle). La relation liant le couple de force développé à l'amplitude du signal EMG (généralement caractérisée par sa valeur intégrée [iEMG] ou sa valeur RMS) a été largement étudiée. La nature de cette relation « EMG-Force » dépend du muscle considéré et de la typologie des groupes musculaires sollicités. Elle reflèterait les mécanismes de gradation de la force, c'est à dire l'augmentation du nombre d'unités motrices recrutées (recrutement spatial) et l'élévation de leur fréquence de décharge (recrutement temporel). En conditions dynamiques : la nature de la relation entre le couple de force développé et l'amplitude du signal EMG n'est pas clairement connue (relation linéaire vs. curvilinéaire (Bigland *et* Lippold, 1954 ; Enoka, 2002). D'autres études ont analysé l'influence de l'angle articulaire car la relation EMG-couple de force dépend de la longueur musculaire. L'expérience consistait à réaliser des contractions isométriques à couple de force constant mais à différents angles : plus le muscle se raccourcit, plus l'amplitude du signal EMG diminue (Bouisset *et* Maton, 1995), une diminution avec l'angle qui peut s'expliquer par une sensibilité plus élevée au niveau des récepteurs articulaires en fin de mouvement qui induit une inhibition augmentée sur les MN α du muscle considéré ou une diminution de l'activité des FNM lorsque le muscle est en position raccourcie qui limiterait l'excitation des fibres afférentes Ia et donc l'action facilitatrice de ces dernières sur les MN α (Babault *et coll.* 2003). Cependant, ces interprétations physiologiques ne font pas l'unanimité. Par exemple, il peut être objecté que le muscle « glissant » sous la peau, le placement des électrodes relativement aux fibres musculaires actives se trouve modifié (Enoka, 2002). D'autre part, le type de relation existant entre l'amplitude du signal EMG et la vitesse angulaire de mouvement reste débattu ainsi qu'une autre relation, non abordées ici, lie le niveau d'activité EMG à la modalité de contraction (Bouisset *et* Maton, 1995; Kellis *et* Baltzopoulos, 1998, Kay *et coll.* 2000).

Matériel utilisé : Nous avons choisi les électrodes de type wireless Delsys (Delsys Inc, Boston, MA), constituées chacune de deux barres en Ag de 1mm de diamètre et de 10 mm de longueur, espacées de 10 mm (DE-2.1, Delsys® Inc., Boston, MA, USA). Ces électrodes étaient munies d'une interface adhésive permettant une fixation simple et efficace sur la peau. Pour les électrodes déportées, les électrodes de référence placées au niveau claviculaire. Les électrodes, équipées de pré-amplificateurs (gain = 10), étaient reliées à un module d'entrée, lui-même relié à un amplificateur principal (gain = 1000) ; l'ensemble était relié à un convertisseur analogique / digital (Bagnoli 16 EMG System, Delsys® Inc., Boston, MA, USA ; taux de réjection du mode commun = 92 dB, fréquence d'échantillonnage = 1000 Hz, bande-passante = 20-450 Hz). La fréquence d'acquisition était étalonnée à 1000Hz. Une carte d'acquisition A/D (NI E-series family, National Instrument®, Delsys® Inc., Boston, MA, USA)

permettait l'enregistrement synchronisé des signaux SEMG et mécaniques sur un ordinateur *via* le logiciel EMG Works © 3.1. L'expérimentateur pouvait ainsi visualiser en temps réel les signaux recueillis. Les données étaient stockées avant d'être transférées pour des traitements ultérieurs. Les réponses étaient enregistrées à partir de 14 voies placées bilatéralement (à l'exception du tronc et du cou, à droite). Les électrodes étaient placées sur les groupes musculaire suivants (*Figure 35, Annexe 11*)

- *au niveau de la jambe* : le Tibialis Anterior (TA) et le Soleus (SOL)
- *au niveau de la cuisse* : le Rectus Femoris (RF) et le Semi Tendinosus (ST)
- *au niveau du tronc* : le Rectus Abdominis (RA) sur le grand droit et les Erectors Spinalis au niveau lombraie (ESL), et plus précisément sur le longissimus dorsi
- *au niveau du cou* : le Sternocleidomastoidus (SCM), sur le chef médial du faisceau sterno-mastoïdien et en postérieur, les paraspinalis (PS) sur le semispinalis capitis
- *au niveau des membres supérieurs* : les Deltoideus (DELTA), sur leur faisceau moyen

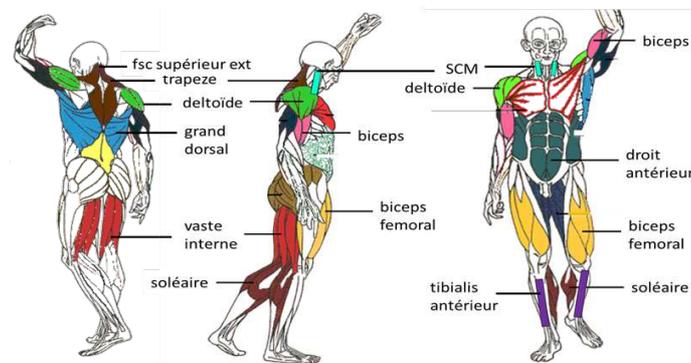


Figure 35 : Choix des muscles

2.3.3. Analyse des données

La chaîne de mesure et les outils mathématiques furent mis à contribution pour obtenir une première description quantitative de la chute. Le recueil de l'activité EMG simultanément aux mesures cinématiques a permis la mise en relation des données neuromusculaires et des données mécaniques.

Traitement des données cinématiques

La première étape du traitement des données brutes consistait à labelliser les différents marqueurs, c'est-à-dire à nommer les points en fonction du point anatomique qu'ils représentent et obtenir une représentation 3D des segments corporels et un repère en 3D des mouvements du squelette. Les déplacements des marqueurs étaient filtrés (filtre passe-bas à une fréquence de coupure optimisée allant de 4,5 à 9 Hz), en utilisant un filtre récursif de second ordre de type Butterworth ([Winter, 2005](#))

Détermination du début de la perturbation

Le début de la perturbation était défini comme le moment où l'amplitude du déplacement obtenue à partir du marqueur placé sur la plateforme excédait la valeur moyenne de la position de repos prise sur un intervalle de référence d'une durée de 200 millisecondes plus 2 écarts types (première inflexion). Toutes les mesures temporelles étaient définies par rapport à cet instant. Pour valider la précision du système Coda, les valeurs de latences obtenues étaient comparées à la latence de changements

d'accélération fournie par l'accéléromètre placé sur la plateforme. Les différences de latences étaient inférieures à 10 ms, un délai qui reste acceptable étant donné les fréquences d'acquisition respectives.

Latence des déplacements segmentaires

Tous les seuils de déplacements étaient déterminés de la même façon : à partir du premier point dépassant la valeur de repos, donnée par la moyenne sur un intervalle de [200ms] avant la perturbation ajoutée de deux fois l'écart type à la valeur de base (Fig. 36). Ces latences de déplacement initial étaient ensuite rapportées à la hauteur du segment considéré, afin de considérer la linéarité de cette relation.

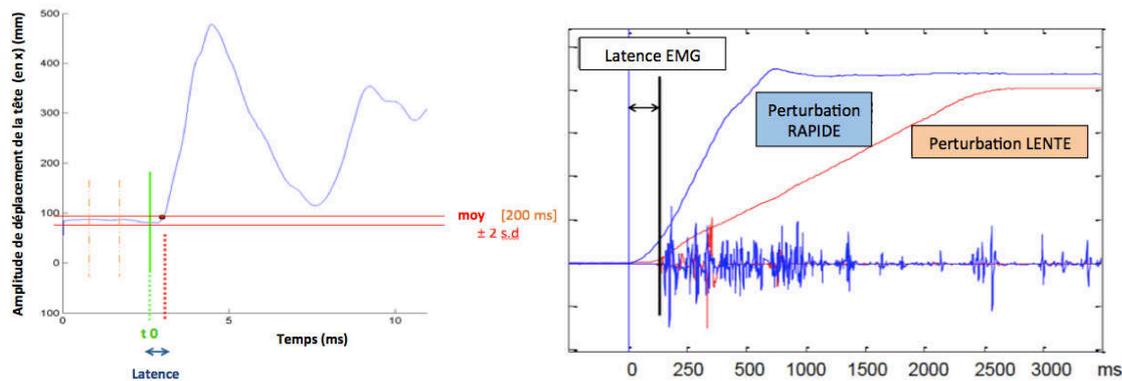
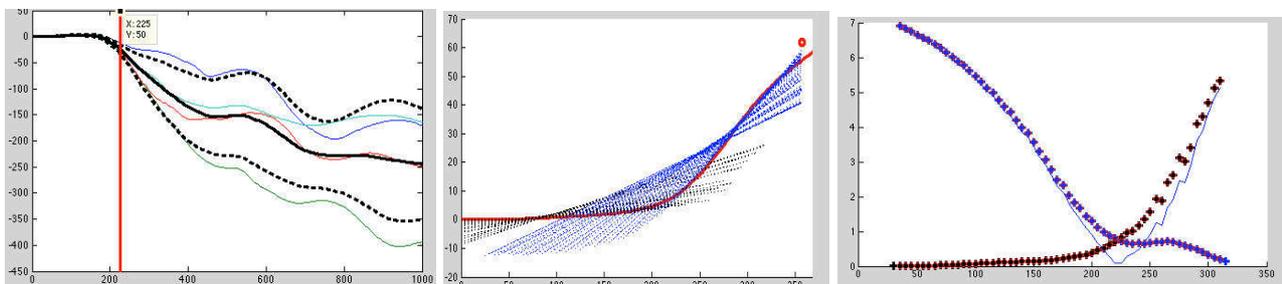


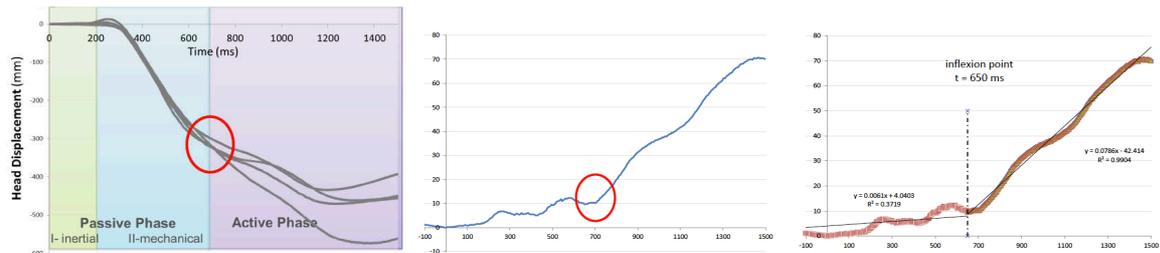
Figure 36 : détermination des latences cinématiques (gauche) et des latences d'activité EMG (à droite)

Détermination de la durée de la phase passive

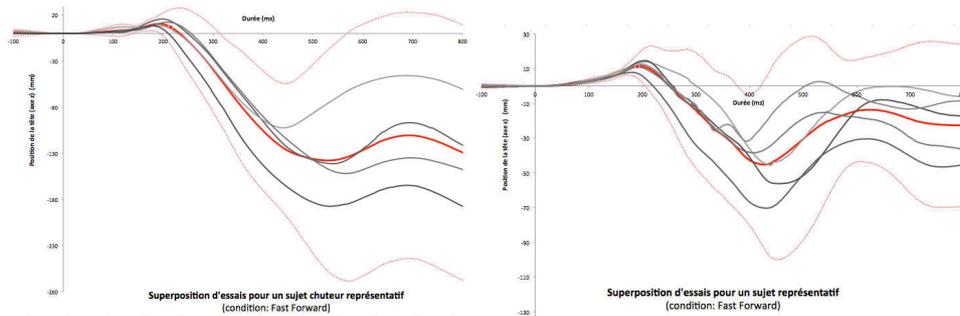
Les tracés des positions du segment céphalique, du tronc issus des essais d'un même sujet réalisés dans une même condition étaient superposés en calant le début de tous les essais sur un même PO (Perturbation Onset). Cette méthode permettait d'évaluer la reproductibilité intra-individuelle d'un sujet, à la suite de quoi des analyses statistiques étaient menées pour comparer les valeurs inter-individuelles. Après avoir expérimenté plusieurs méthodes (illustrées ci-dessous en Figure 37(a,b,c), nous avons finalement identifié le « seuil de variabilité » selon la procédure définie ci-dessous, en a). Ce marqueur pour déterminer le début de la variabilité entre les réponses pourrait intéresser des études ultérieures. Les essais étaient considérés comme présentant des caractéristiques différentes à l'inflexion de la courbe de l'écart type moyen (déterminé à partir de tous les essais d'une même condition). Nous avons émis l'hypothèse que cet instant correspondait à une prise de contrôle par le sujet.



a) de gauche à droite : à partir de la superposition de tous les essais d'une même condition chez un sujet nous déterminons une courbe moyenne tracée en trait plein noir (associé à ± 1 écart-type, en noir pointillé). Le second cadran représente la courbe de dispersion instantanée (écart type moyen). Des droites à moindres carré sont tracées à partir des deux extrémités en ajoutant des points à chaque pas. A droite, le point d'intersection de ces deux courbes est associé à une valeur minimale qui constitue le point d'inflexion recherché.



b) de gauche à droite : superposition des trajectoires du segment tête (composante z) ; courbe de la dispersion instantanée (écart type moyen) ; détermination de l'inflexion par la méthode des moindres carrés (moy. glissante)



c) l'écart type moyen calculé sur les 400 millisecondes précédant la perturbation constitue la valeur de référence (dans l'exemple du chuteur et du non chuteur ci-dessus, ils correspondent respectivement à 0,482 et 0,627), à partir de laquelle un seuil est défini, pour la première valeur qui dépasse cette référence de 3 sigmas (99,6%) ; soit 1,445 et 1,88 dans ce cas. Cela correspond à un instant t défini comme l'instant où la variabilité entre les essais devient significative, il est représenté par un point rouge et correspond ici à 210 ms (chez le chuteur, à gauche) et 190 ms avec un déplacement moyen de la tête de respectivement 2,75 et 11,4 mm

Figure 37 : Méthodes d'estimation de l'instant correspondant au seuil de variabilité

Détermination de la chute/rattrapage : catégorisation des essais

Une chute était identifiée par plusieurs critères:

- l'observation du sujet : à l'issue de la phase expérimentale, les essais étaient tout d'abord classés comme un rattrapage ou une chute. L'évaluation visuelle au moment de l'expérience, était conforté par le constat suivant : le sujet est assis dans le harnais à la fin de l'essai ou le sujet a retrouvé sa position initiale. Les enregistrements vidéo permettaient ultérieurement de visionner les essais.
- un critère quantitatif : afin d'éliminer toute incertitude, cette évaluation a été complétée par deux autres critères. Une descente du milieu connectant les centres articulaires des deux hanches de 15% de la hauteur initiale du corps (Pavol, 2002 ; Pavol et Pai, 2007) était considérée comme une chute.
- une prise d'appui sur le harnais : la chute dans le harnais pouvait finalement être déterminée à partir de l'analyse de la trajectoire des marqueurs placés à la hanche, dont un déplacement vertical descendant, suivi d'un arrêt brutal et d'un « rebond » traduisait une prise d'appui et signalait la détection d'une chute

Dans le cas contraire, l'essai était classifié comme étant un rattrapage. Ensuite, une qualification plus précise de la réponse concernant la stratégie en œuvre et son efficacité était réalisée grâce à l'observation et à partir de l'inspection des données.

Score d'Equilibre ("Equilibrium Score")

Une fois l'issue de chaque essai déterminée, une valeur de 0 était attribuée à un rattrapage et 1 à une chute. Un « score de chute » était alors calculé pour chaque sujet, en sommant ses différents essais et en divisant ce résultat par le total d'essais réalisés par l'individu

Modèle cinétique & Estimation du Centre de Masse global

Les mesures classiques anthropométriques (poids, taille) étaient prises sur chacun des sujets ; puis à partir des coordonnées mesurées de chaque repère anatomique, les tables anthropométriques de Winter (1990) ont permis de créer un modèle du corps simplifié de 14 segments et calculer les trajectoires des centres de gravité locaux. Le modèle de Winter fait la synthèse d'études antérieures (Dempster, 1955 ; Miller, 1973) et pour cette raison, il est souvent utilisé. Si ce modèle proportionnel présente le désavantage de se baser sur des données cadavériques, les équations de régression nécessitent uniquement la masse totale du corps et la longueur segmentaire pour le calcul des centres de masse (CM) global et locaux. Le CM global était dérivé de la somme pondérée de chaque segment et sa trajectoire était dérivée des trajectoires des centres de gravité locaux. Les équations de Régression dépendent de la masse totale du corps pour la masse des segments et de la longueur des segments pour le positionnement des CM segmentaires et le rayon de giration (cf. tables ci-dessous)

Segment	Axe de rotation proximal	Axe de rotation distal	Coefficient de position des Gi par rapport à l'extrémité proximale : % CM / PD	Coefficient de masse segmentaire % M
Main / Avant-Bras	Coude	Poignet	0,506 / 0,43	0,6 / 1,6
Bras	Epaule	Coude	0,436	2,8
Tronc (abdomen + thorax)	C4	Hanche	0,5	49,7
Tête	Crâne	C4	0,5	8,1
Cuisse	Hanche	Genoux	0,433	10
Jambe	genoux	Malléole	0,433	4,65
Pied	malléole	MTP I	0,5	1,45

Tableau 4 : tables anthropométriques de Winter (1990)

Evaluation de la stabilité

Les positions des marqueurs sur les orteils et les malléoles latérales externes, ainsi que la connaissance de certains paramètres anthropométriques supplémentaires tels que la longueur du pied (mesurée comme la longueur du segment joignant l'extrémité distale du gros orteil au centre du talon), la distance de la malléole par rapport au talon et la distance séparant la protubérance du 1er métatarse à l'extrémité du gros orteil, servaient à définir au mieux les frontières médio-latérales et antéro-postérieures de la base de support (BS). Les méthodes pour déterminer les frontières de stabilité ont été décrites par Pai et Patton (1997). L'état du CM (Yang et coll. 2008) en relation au premier bord traversé ("leading edge") (ex : l'arrière de la BS pour une translation vers l'avant) était calculé pour indiquer la « marge de stabilité ». Ce calcul se basait sur les positions projetées du CM ($X_{CMp/BS}$), exprimées en relation avec les premières frontières à être franchies. La vitesse du CM ($V_{CMp/BS}$) était exprimée en rapport avec la vitesse de la BS (McMahon, 1984). Un TTC ("Time To Contact") instantané était calculé en divisant la distance instantanée du CM de la frontière de stabilité vers laquelle il se déplace par sa vitesse directionnelle d'approche (dérivée des données de position) (cf. Slobounov, 1997 ; Hesson et coll. 2008)

$$TTC_{VEL} = \left| \frac{p_{max} - p}{v} \right|$$

p et v position et vitesse du CM ; pmax : bordure ant-post (orteils, talon) ou médio-latérale de la base de support (selon la direction de la perturbation)

Ce TTC validé pour un modèle statique de l'équilibre en pendule inversé, était comparé à un TTC « dynamique », calculé à partir du CM global, en prenant en compte le poids apparent, du fait de l'accélération subie par le corps. Le temps passé hors des limites de stabilité devait être au minimum de 15 ms pour être pris en compte. Ensuite, la marge de stabilité était mise en relation avec l'instant d'initiation du premier pas (cf. Figure 38b)

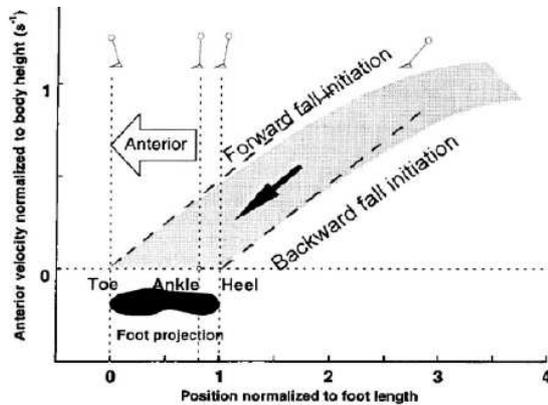
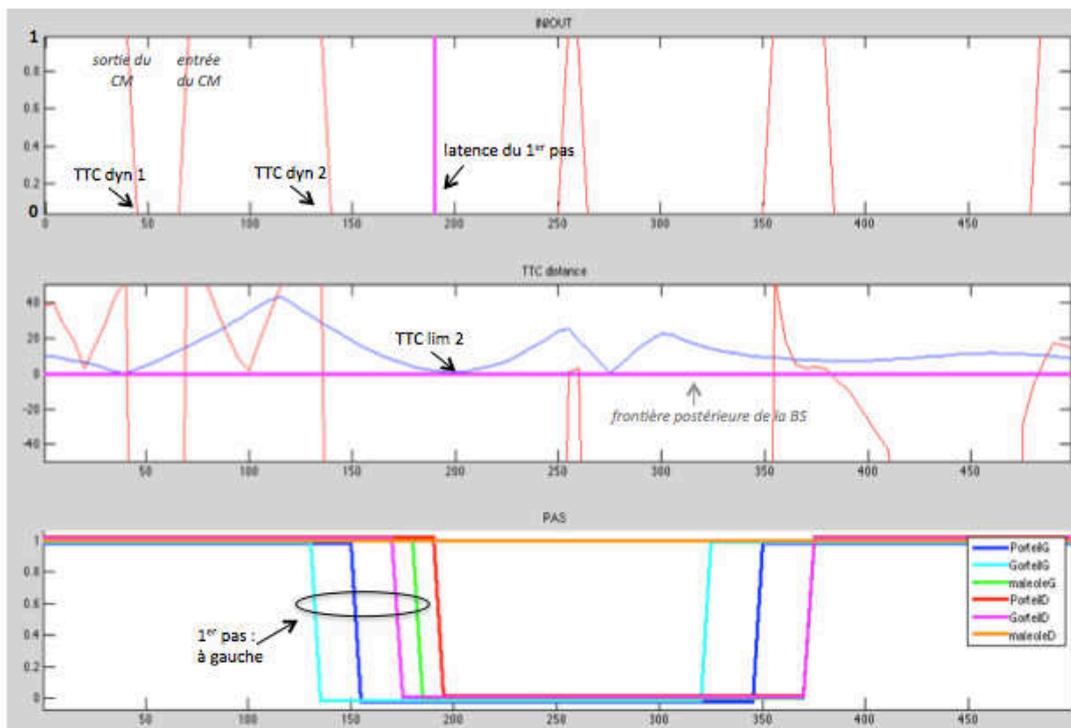


Figure 38 a: Représentation de la "Feasible Stability Region" (zone grisée) (issu de Pai *et al.* 2003)

La position et la vitesse du CM par rapport à la position et la vitesse de la BS sont à prendre en compte pour déterminer la stabilité du sujet.

a)



b)

Figure 38 b : Représentation du TTC statique (bleu) et dynamique (rouge) en fonction de l'initiation du 1^{er} pas. En haut, "entrées/sorties" du CM en fonction du temps, selon les critères établis (ici, TTCdyn); trait rose : instant d'initiation du 1er pas. Au milieu, Evolution temporelle de la distance aux limites de stabilité d'un point de vue "statique" (bleu) (<5mm par-rapport à la frontière) et "dynamique" (rouge). En bas, décolllement du sol (de 1 à 0) des marqueurs du pied. Est considéré comme un pas lorsqu'ils ont tous une composante en z supérieure à la hauteur minimale de pas observée.

Cinématique articulaire

Le calcul des trajectoires angulaires a permis l'étude des déplacements linéaires et angulaires de deux segments adjacents, liés par une articulation. Il nécessitait la définition de repères associés aux segments étudiés, possible à partir de la connaissance des positions des marqueurs (cf. partie 2.3.2). L'étude qualitative de la cinématique articulaire était associée à des mesures permettant de quantifier la réaction

posturale du sujet en réponse à la perturbation lors des 500 millisecondes post-PO (début de la perturbation), comme les valeurs maximales des amplitudes et des vitesses angulaires et leurs latences en rapport à l'état initial du sujet sur la seconde précédant la perturbation. Ainsi, cette analyse de données a contribué à caractériser les stratégies de réponse.

Stratégies posturales

Différentes stratégies posturales ont été identifiées, comme la stratégie à Changement de Support (CS), lors de la réalisation d'un ou plusieurs pas ; et la stratégie à Support Fixe (SF), où les pieds restent en contact avec le plateau pendant tout l'essai et le rattrapage est assuré grâce à l'oscillation du corps ("*body sway*"): la régulation se fait au niveau de la hanche ou de la cheville essentiellement.

Les pas ont été identifiés à partir de différentes sources : la vidéo enregistrée par le système de capture, la notification de l'expérimentateur de la présence ou l'absence de pas et l'étude des déplacements des marqueurs des orteils et de la cheville. Celle-ci permis de confirmer ces observations et mieux caractériser les pas de manière spatio-temporelle à l'aide des paramètres suivants : l'initiation du pas était déterminée sur la base d'un double critère : les marqueurs du pied (malléole, petit et gros orteil) débutaient une trajectoire ascendante sur l'axe Z et atteignaient un maxima sur l'axe X. Afin de ne pas évaluer une simple action de « balancé » sur la pointe des pieds ou sur le talon, les trois marqueurs du pied devaient avoir quitté le sol d'une hauteur minimale équivalente à 35 mm pour considérer qu'un pas avait eu lieu (ie que le lever du pied soit caractérisé comme significatif du début d'un pas). La durée du pas, en déterminant l'instant où le pied reprend contact avec le sol ("*Touch Down*"); La longueur du pas, la hauteur du pas (maximum atteint par le marqueur de référence sur l'axe z lors du swing) et le pied préférentiellement utilisé pour le 1^{er} pas étaient ensuite calculés. Les pas successifs étaient caractérisés avec la même méthodologie. La suite de cette analyse quantitative concernant le pas consistait à distinguer un pas unique d'une stratégie utilisant de multiples pas. Enfin, trois types de stratégies compensatoires avec pas devaient être identifiées dans les essais médio-latéraux : le "*Cross-Over*", le "*Side-Step*" et le "*Loaded Side-Step*" (cf. Maki *et coll.* 2000 ; Mille *et coll.* 2005)

Les stratégies à support fixe étaient définies comme suit : la stratégie de cheville se traduit par une flexion minimale de la hanche (<15°) déterminée à partir des données cinématiques et un déplacement de la tête en phase avec la hanche. En revanche, une stratégie de hanche était caractérisée lors d'une flexion >26° (Brown *et coll.* 2001) et un déplacement de la tête en déphasage de la hanche. Ces valeurs quantitatives étaient vérifiées par l'enregistrement vidéo des sessions expérimentales.

Paramètres EMG : latences temporelles et amplitudes

La partie suivante abordera de manière privilégiée les paramètres que nous avons choisi de calculer dans nos études pour quantifier l'activité électromyographique. La quantification du signal se fait par le calcul de certains paramètres, qui permettent l'évaluation du contenu informatif du signal, considéré comme représentatif de l'activité musculaire.

Le signal EMG brut étant relativement complexe, il est traité afin de permettre la compréhension des caractéristiques structurales et fonctionnelles du système neuromusculaire. Les potentiels musculaires étaient amplifiés par réglage du gain de l'appareillage, puis filtrés dans une bande passante entre 20 et 1000 Hz. L'EMG brut permet une analyse qualitative par la détection visuelle de patrons d'activité et de

bouffées. Le signal EMG était ensuite redressé pour que la surface des potentiels soit calculée et fournisse un signal (intégré) dont l'amplitude permettait de quantifier le niveau d'activation du muscle.

Intégration par intervalle de [40 ms]

L'amplitude du signal recueilli a été étudiée, grâce à une intégration de l'EMG sur 11 intervalles successifs d'une durée égale à 40 millisecondes à partir du début de la perturbation (PO). Pour chaque essai, l'activité de base moyenne était enregistrée pendant 400 millisecondes avant le début de la perturbation, lors de la position debout statique ; puis soustraite du signal EMG. Les EMG étaient alors normalisés pour chaque muscle et pour chacun des sujets, et exprimés en pourcentage de la réponse maximale atteinte en termes d'amplitude par ce même muscle pour chaque essai

Latences d'activation & Séquence d'activité musculaire

Nous avons aussi étudié les variations temporelles de l'activité EMG et les latences d'activation après le début de la perturbation : la latence d'activation musculaire était définie comme le temps entre le début de la perturbation et l'instant auquel l'amplitude de du signal EMG dépassait un certain seuil. Ce seuil était défini à partir de la moyenne de l'activité de base additionnée de 2 écart-types. L'activité de base (état stable) était déterminée 200 ms avant la perturbation. Pour être considéré comme actif, l'activité du muscle devait rester au-dessus de ce seuil pendant une durée minimale de 30 ms (Brauer, 2002 ; Weerdesteyn *et coll.* 2008). Les bouffées suivantes étaient déterminées sur le même principe lorsque des périodes de silence ou d'activité réduite étaient observées (\leq au niveau moyen tonique pendant au moins 30 ms). Les instants de début d'activité musculaire étaient d'abord sélectionnés par un algorithme en mode semi-automatique, puis vérifiés et/ou corrigés manuellement par l'opérateur lors d'une identification incorrecte Di Fabio (1987). Enfin, l'ordre de contraction des muscles était identifié grâce aux paramètres temporels calculés, fournissant des indices sur la stratégie de mouvement planifiée par le système nerveux central (SNC)

Analyse des données : procédures statistiques

Un test de Fisher a été utilisé pour l'étude de variables liées au sujet (âge, poids, taille,) en lien avec l'occurrence d'une chute. Ensuite, dans une base comprenant tous les essais confondus, un test du Chi² (loi à 1 ddl) a permis d'étudier l'effet de la direction et de la vitesse sur l'occurrence de la Chute. Pour l'analyse des différences entre les chutes et les rattrapages, au niveau des variables calculées (telles que les caractéristiques du pas, l'aspect spatio-temporel des activités musculaires,), un modèle linéaire généralisé a été employé. En effet, une analyse classique n'était pas envisageable dans notre étude expérimentale principale: les échantillons n'étaient pas indépendants et ne contenaient pas un nombre identique de chutes/rattrapage par sujet (étude appariée). La variabilité intra-individuelle puis inter-individuelle était donc évaluée grâce à un modèle mixte. Des ajustements sur le sujet, le nombre de pas et la condition expérimentale étaient effectués. Nous avons ainsi mené une analyse en sous-groupes i.e. analyses séparées par direction et par vitesse (condition expérimentale). Des comparaisons 2 à 2 multiples étaient ensuite réalisées avec des ajustements de Bonferroni. La procédure statistique se basant sur un modèle linéaire généralisé a été répétée autant de fois que l'analyse le nécessitait. Concernant les analyses cinématiques, nous avons utilisé un test non-paramétrique de comparaison de moyennes sur échantillons appariés, le test de Wilcoxon.

Pour toutes les analyses statistiques, le seuil de significativité était fixé à 0,05.

3. RESULTATS

Dans cette partie, une description chronologique de la chute sera d'abord proposée, puis les réponses posturales globales qui ont été observées seront décrites. Enfin, la section s'achèvera par l'identification des indices physiologiques prédicteurs de la chute avec une analyse des mécanismes mis en jeu par les sujets chuteurs et non chuteurs, ce qui constitue le principal intérêt de cette étude.

3.1. Chronologie de la « chute »

La perturbation, créée grâce à une surface qui se dérobe sous les pieds du sujet entraînait un déplacement désarticulé du corps, qui ne semblait pas pouvoir être compensé initialement. En nous basant sur une analyse cinématique menée pour tous les essais et tous les sujets, la réponse a pu être divisée en 3 phases, qu'elle donne lieu à une chute ou à un rattrapage: une période initiale d'immobilité, suivie d'une période de chute libre (ces deux premières phases caractérisant la phase passive), à laquelle succédait une phase active. La phase passive se caractérisait par une absence de réaction observable du sujet, qui subissait la perturbation imposée tandis que la phase active traduisait une prise de contrôle par laquelle le sujet engageait des actions motrices correctives pour retrouver son équilibre, comme la stratégie à changement de support. Ce déroulement temporel spécifique de la chute est décrit en *Figure 40* pour une condition expérimentale (Ff), lorsque l'on prend pour référence la cinématique de la tête.

3.1.1. Description de la phase passive

Suite à la perturbation, le sujet initialement en position d'équilibre atteignait un état de déséquilibre en 213 ms (moyenne des TTC pour toutes directions confondues). Cet état de déséquilibre est le résultat d'une distance qui grandit entre le centre de pression (BS) et le centre de masse (CM), puisque les pieds restaient dans un premier temps fixés sur la plateforme en déplacement. A noter qu'il n'était pas toujours atteint : sur la base du TTC (« statique »), le CM projeté ne sortait pas de la BS dans 75% des essais lents (ce chiffre montait à plus de 90% en médiolatéral). Le calcul du TTCdyn indiquait quant à lui une succession d'états d'équilibre/déséquilibres dès 132 ms (toutes directions confondues).

- T1: période d'immobilité

L'inertie du corps impliquait un délai de déplacement qui dépendait notamment de la distance entre le segment considéré et la zone d'application de la perturbation : comme le montre la figure 20, ces « latences passives » sont directement proportionnelles à la hauteur du segment corporel d'intérêt. Ce résultat est retrouvé quelle que soit la condition de la perturbation et pour tous les sujets, considérés individuellement. Le constat d'une relation linéaire entre la hauteur du segment considéré et la latence de son déplacement est illustré par un coefficient de corrélation moyen élevé (0,95), associé à un faible écart-type (0,03). A noter qu'aucune différence n'est apparue entre les directions ipsilatérales et contralatérales (définition des translations vers la droite et la gauche en fonction de l'appui dominant du sujet). Par-contre, le bassin semblait être affecté plus tôt qu'en condition antéro-postérieure, vis-à-vis de sa hauteur (*Figure 39*)

Cette observation nous a permis de quantifier la première phase (T1) de la chute, pendant laquelle les segments restaient immobiles dans l'espace avant d'être successivement, de bas en haut, animés d'un

mouvement inertiel. Ainsi, le thorax et la tête présentaient les latences les plus longues (142 ms et 168 ms respectivement pour une translation Ff par exemple). La trajectoire du corps est donc initialement passive, le corps subissant une déformation partant du point d'application de la force, c'est à dire les pieds, et « diffusant » vers le segment céphalique. Il faut noter, que la variabilité devenait plus importante à mesure que la hauteur du segment considéré augmentait.

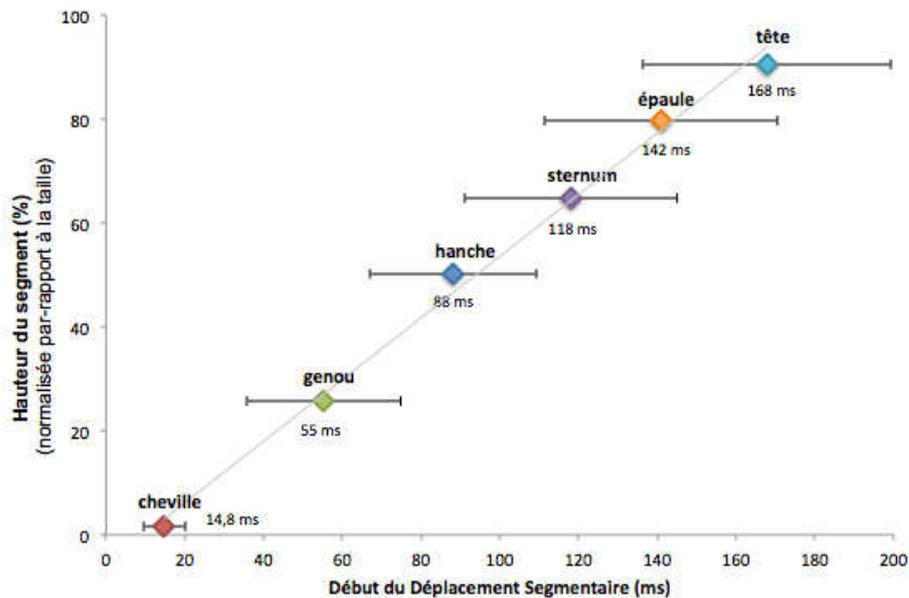


Figure 39 : Relation linéaire entre la hauteur du segment corporel et sa latence inertielle de déplacement
La latence de déplacement de chaque segment en fonction de sa hauteur propre est ici illustrée pour tous les sujets confondus après une translation de la surface de support de type « Ff » (rapide vers l'avant)

Pendant ce laps de temps, on enregistrait au niveau des EMG des muscles proches de la zone de perturbation notamment (étirés), des activités de moyenne et longue latence (à partir de 60 ms environ). Cette phase n'était donc pas « passive » au sens strict du terme. Cependant, ces activités musculaires ne semblaient pas avoir d'impact immédiat sur la trajectoire du corps qui subissait des contraintes dues à la perturbation initiale, dont le mouvement semblait exclusivement dicté par des propriétés biomécaniques.

- T2: chute libre

Une fois que le segment avait débuté son déplacement, nous avons constaté qu'il suivait, d'un essai à l'autre une trajectoire remarquablement similaire et stéréotypée. Cette faible variabilité entre les essais d'une même condition, et qui a été observée pour chaque sujet, nous a conduit à caractériser la seconde phase (T2). Dans cette phase, et comme l'illustre la Figure 40 pour le segment tête, les déplacements segmentaires étaient identiques d'un essai à l'autre.

Les durées respectives de T1 et T2 sont indiquées pour les huit conditions de perturbation dans le Tableau 5. On note que c'est en condition rapide vers l'avant que la tête et le tronc restaient le plus longtemps stabilisés dans l'espace.

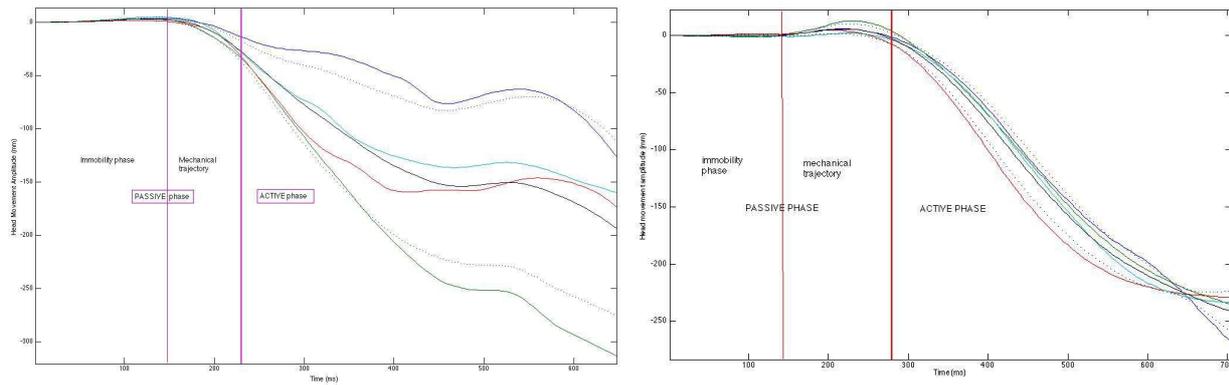


Figure 40 : Superposition représentative d'essais de 2 sujets différents : cinématique de la tête

Il y avait un effet de la vitesse sur la durée de la phase 1 pour le tronc et la tête uniquement en condition F : elle était significativement plus longue en vitesse rapide qu'en vitesse lente ($p = 0,018$, test de Wilcoxon). A l'inverse, cette phase était significativement plus courte en condition médiolatérale rapide ($p = 0,03$). Les durées de la phase T2 étaient similaires pour toutes les directions (et dure 99 ms environ) à l'exception du tronc en condition médiolatérale (75 ms).

Durée moy (sd)	TETE		TRONC	
	T 1 (ms)	T 2 (ms)	T 1 (ms)	T 2 (ms)
Ff	175 (29)	100 (45)	154 (28)	104 (36)
Fs	148 (24)	85 (35)	78 (12)	96 (35)
Bf	122 (37)	106 (38)	89 (18)	93 (30)
Bs	128 (32)	112 (31)	104 (24)	108 (45)
MLATf	130 (32)	104 (45)	102 (25)	75 (27)
MLATs	147 (36)	122 (36)	105 (27)	75 (24)
total	142 (33)	105 (39)	105 (22)	92 (32)

Tableau 5 : Durée respective de la phase passive (T1 et T2) pour les segments tête et tronc par condition.

3.1.2. Description de la phase active (T3)

Le début de la phase active était marqué par la variabilité grandissante des trajectoires segmentaires d'un essai à l'autre (à l'image de la tête et du tronc, comme l'illustre la Figure 21). La durée de cette phase n'est pas calculée étant donnée qu'elle était soit interrompue par l'action du harnais lors d'une chute, soit caractérisée par un retour en position initiale stabilisée.

En résumé, un premier résultat intéressant de cette étude est que la chute peut être divisée en trois phases distinctes : une phase d'immobilité, à l'instar de la tête restée stable par rapport à l'espace pendant environ 175 ms après la perturbation en *Forward fast*, par-exemple. Ensuite, bien que des activités musculaires réflexes et automatiques soient apparues précocement après le début de la perturbation, la trajectoire du corps semble – pendant 100 ms supplémentaires – exclusivement dictée par ses propriétés biomécaniques. Les contraintes temporelles imposées par la biomécanique ne permettraient donc pas à ces synergies de jouer un rôle fonctionnel important dans la phase précoce de la chute. Ces deux premières périodes caractérisent la phase passive de la réponse. Enfin, dans une troisième phase, les activités musculaires influenceraient la trajectoire du corps, ce qui introduit une variabilité intra-personnelle (d'un essai à l'autre) et inter-personnelle importantes.

3.2. Description générale des réponses posturales observées

Stratégies posturales

Les sujets avaient pour seules instruction de « réagir naturellement » suite à la perturbation. La stratégie posturale prévalente pour répondre à la déstabilisation était la stratégie à changement de support, via l'initiation d'un pas ou plus. Pas un seul essai rapide n'a été suivi d'un rattrapage lorsqu'aucun pas n'était réalisé. Toutes conditions confondues, 10% des essais seulement ont été réalisés sans pas, rendant impossible toute analyse statistique robuste. Néanmoins, parmi les réactions sans changement de support, il convient de distinguer une réponse dite de « laisser faire », et l'utilisation d'une stratégie à support fixe (SF) telle qu'elle a été décrite dans la littérature. La *Figure 41* montre la répartition des essais avec 1 pas, plusieurs ou sans pas selon la direction et l'issue de l'essai. Elle montre le choix préférentiel à adopter une stratégie à SF en condition contralatérale (rattrapages). Nos analyses principales se centrent sur les essais avec 1 pas ou plus, que le 1^{er} pas ait été enclenché par le pied droit ou gauche car les tests statistiques n'ont pas montré d'effet et de différence liée à cette variable.

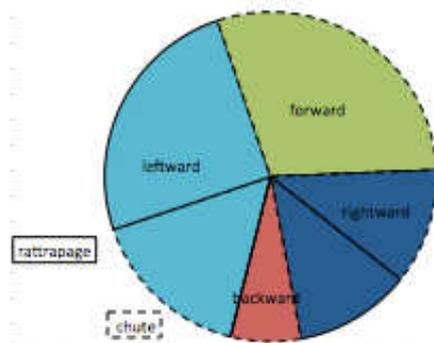


Figure 41 : Proportion des essais sans pas selon la direction et l'issue de l'essai

La direction de la perturbation avait un effet sur la durée, la longueur et la hauteur maximale atteinte lors du premier pas. Seule la latence ne semblait pas affectée. Par-exemple, lors d'une perturbation vers l'arrière, le pas était exécuté plus rapidement (ex : durée en B<R, $p<0,01$) et le pied était significativement moins levé que dans les autres conditions ; probablement parce que la plateforme se translatant vers l'arrière, le corps était naturellement déséquilibré vers l'avant. Cependant et malgré la durée écourtée, cette même condition permettait la réalisation d'un pas de longueur significativement supérieure à toutes les autres conditions (cf. *Figure 42*). A contrario, la direction L engendrait un pas plus court, en termes de distance parcourue, ce qui peut s'interpréter du fait que pour la majorité des sujets, la jambe gauche était souvent la jambe oscillante, mais elle était non-dominante, ce qui pourrait avoir précipité un retour du pied au sol ; comme en témoigne d'ailleurs la durée (égale à B). Il y avait également un effet vitesse sur toutes les variables, sauf la latence pour atteindre Hmax.

Caractéristiques du 1 ^{er} pas	B		F		L		R	
	f	s	f	s	f	s	f	s
Latence (ms)	253 (65)	314 (141)	238 (69)	277 (115)	258 (102)	298 (133)	225 (54)	301 (151)
Durée (ms)	163 (43)	180 (41)	173 (39)	214 (65)	177 (118)	172 (100)	187(123)	225 (149)
Longueur (mm)	202 (124)	165 (58)	141 (74)	131 (60)	108 (106)	119 (116)	128 (93)	132 (96)
Hmax (mm)	51 (26)	38 (18)	71 (32)	61 (29)	70 (40)	50 (47)	80 (55)	75 (51)
Lat Hmax (ms)	87 (26)	98 (18)	109 (33)	119 (30)	81 (40)	80 (47)	97 (55)	98 (56)

Tableau 6: Caractéristiques du 1^{er} pas (moy, ecty) selon la condition de perturbation.

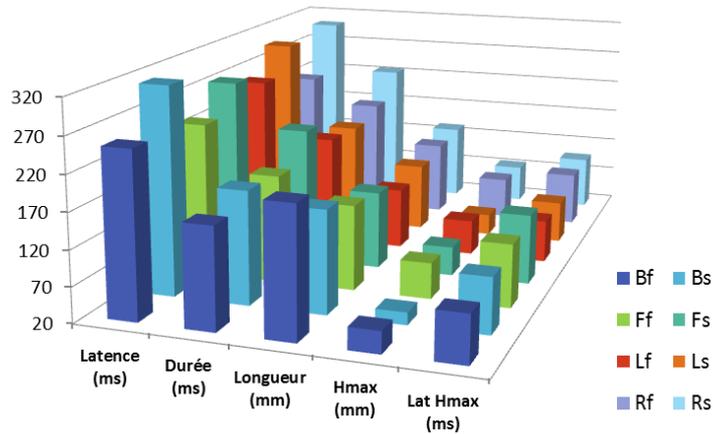


Figure 42 : Caractéristiques du 1^{er} pas selon la direction et la vitesse de perturbation.

L'étude des valeurs maximales atteintes au niveau des articulations de la cheville et de la hanche pour chaque condition montre une flexion maximale de hanche de 28° en Ff et Bs vs. 37,5° en Bf et en Fs. Le pic de flexion maximal à la cheville apparaissait en condition Ff (14° en moyenne), les autres conditions (B et Fs) présentant un pic de flexion moyen inférieure (4°).

Stabilité de la tête

La tête présentait un « comportement » spécifique, selon la direction de la perturbation (cf. Figure 43). Il était qualifié d'après le mouvement initial observé qualitativement (C traduisait une flexion initiale de faible amplitude, B traduisait une extension, D une « descente » i.e. la tête plongeait directement après la phase d'immobilité, O un mouvement oscillatoire). De plus, la tête restait plus longtemps stable dans l'espace dans le sens médio-latéral. Enfin, il y avait un effet vitesse sur la latence de déplacement vertical descendant de la tête (en z).

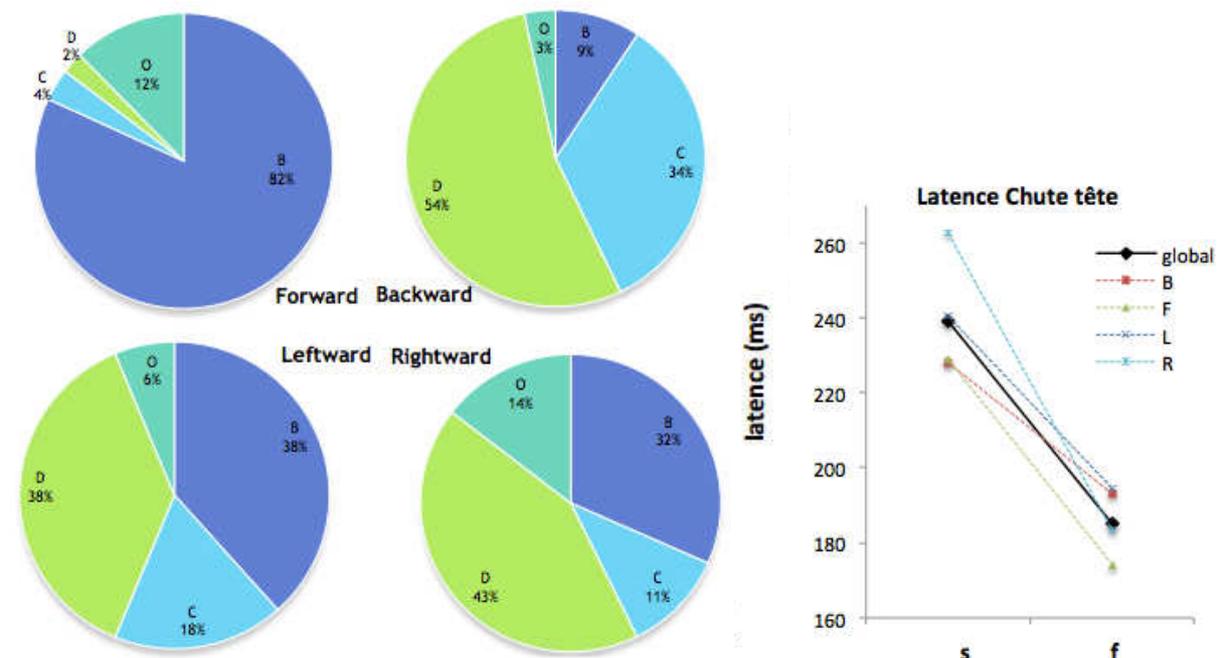


Figure 43 : « Comportement » de la tête selon la direction et la vitesse de perturbation.

Activités musculaires

Il existait aussi un effet directionnel sur l'activité des muscles sauf au niveau de quelques groupes musculaires: les ST, les DELT et le PS ne démontraient pas un comportement spécifique selon la direction. Le diagramme en barres ci-dessous permet de visualiser quels sont les muscles agonistes selon la direction de perturbation. (cf. aussi Annexe 12)

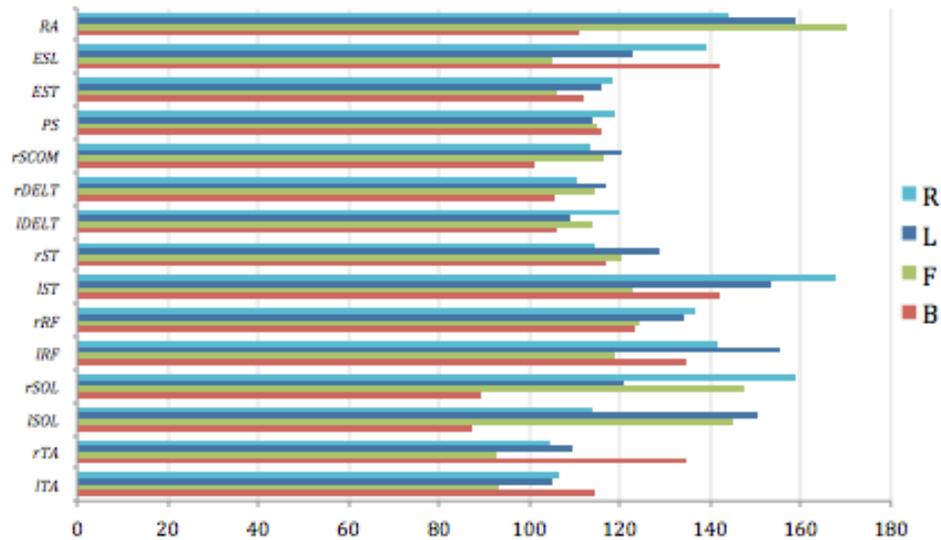


Figure 44 : Caractéristiques des latences EMG (ms) selon la direction de perturbation (toutes vitesses/issues).

En direction F, les TA étaient les premiers muscles à se contracter, significativement plus tôt que dans les 3 autres directions. A noter que le rTA en B se contractait significativement plus tard que tous les autres. Lors d'une translation vers l'arrière, les premières bouffées musculaires apparaissaient au niveau des SOL (et ce, significativement plus tôt que pour les 3 autres directions). Le soléaire gauche était particulièrement retardé en F et L, par rapport à R et vice versa, ce qui pourrait s'expliquer par le rôle de jambe d'appui/oscillante. En F, les seconds muscles agonistes à s'activer étaient les quadriceps (RF), une contraction précoce qui se démarquait de celles observées en directions médio-latérales. Les ESL enfin, se contractaient significativement plus tôt en F que dans les autres directions. Les abdominaux (RA) se contractaient significativement plus tôt en condition Backward et leurs antagonistes, les érecteurs spinaux (ESL) en direction Forward. Enfin, il faut noter l'implication précoce de muscles tels que le SCM, le PS et les DELT, un phénomène d'autant plus accentué en condition rapide.

En résumé, la description générale des réponses posturales observées montre la prépondérance de la stratégie à changement de support avec un pas au moins. C'est même une condition nécessaire mais non suffisante pour se rattraper suite à une perturbation rapide. Les 10% d'essais sans pas sont principalement des essais lents en condition médiolatérale. La direction et la vitesse de la perturbation influencent la trajectoire cinématique du corps (exemple de la tête) mais aussi les caractéristiques du pas de rattrapage. Celles-ci semblent plus favorables à un rattrapage après une translation de la surface de support vers l'arrière. Par-ailleurs, il existe également un effet directionnel sur les activités musculaires, à l'exception des muscles du cou et des bras. Enfin, l'étude des variations angulaires montre que la régulation de la posture se fait de manière prépondérante au niveau de la hanche.

3.3. Différences Chute vs. Rattrapage

Environ la moitié des essais rapides et 1/5ème des essais lents ont conduit à une chute. Les résultats présentés ci-après s'attachent à identifier les indices physiologiques prédictifs de la chute, et analyser notamment les différences de mécanismes mis en jeu entre les sujets chuteurs et non chuteurs. Nous avons tout d'abord constaté que l'apparition d'une chute dépendait du sujet et des caractéristiques de la perturbation. Par-contre, comme le montre la *Figure 46*, nous n'avons pas observé d'effet d'habituation, les chutes apparaissant aussi bien en début, en milieu et au moins jusqu'au 26^{ème} essai.

3.3.1. Effet des caractéristiques « sujet » sur la chute

Nous avons calculé le *Score d'Equilibre* de chaque sujet pour avoir un historique individuel des chutes : il se base sur le nombre de chutes vécues par le sujet, par-rapport au nombre total d'essais qu'il a expérimenté. Un ES de 1 indique que le sujet est tombé à chaque essai, que la translation de surface ait été lente ou rapide tandis qu'un faible ES est associé à un nombre réduit de chutes chez le sujet au cours de l'expérience. De manière globale, les résultats obtenus amènent au constat suivant : les sujets pourraient faire partie de 3 groupes différents (voir *Fig. 44*): ceux qui chutent fréquemment ou en permanence (17,4% de l'échantillon avec un ES>0,5), ceux qui chutent rarement voire jamais (30,4% avec un ES<0,15) et le restant, la majorité des individus (52,2%), qui avaient un ES variable, chutant ou se rattrapant selon les caractéristiques de la perturbation. Cela reste vrai pour les quatre directions de perturbation même si la constitution de ces groupes est amenée à varier légèrement. Bien qu'un groupe le plus homogène possible avait été constitué, une forte hétérogénéité inter-individuelle a donc été observée et a fait l'objet d'une étude des variables intrinsèques aux sujets. Dans cette étude, elle nous a surtout conduit à prendre les précautions nécessaires dans l'analyse statistique. En admettant qu'une telle distribution se retrouve dans des conditions expérimentales similaires, la différence entre ces trois groupes serait intéressante à contrôler pour conduire une analyse statistique dans une étude ultérieure.

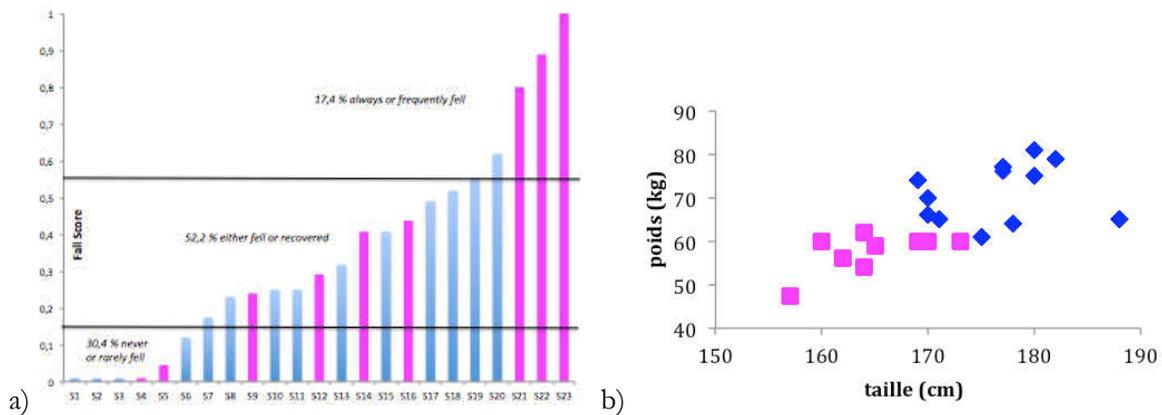


Figure 45 : a) Variabilité inter-individuelle (Si) (bleu : hommes, rose : femmes). Les scores de chute sont moyennés par sujet et pour toutes les conditions expérimentales. b) Distribution des sujets selon leur poids et leur taille.

Pour expliquer la variabilité inter-individuelle observée par-rapport à la chute, nous avons d'abord étudié l'influence de variables intrinsèques, qui nous semblaient potentiellement explicatives de l'apparition récurrente du phénomène « Chute » comme le sexe, la taille, le poids, l'IMC (croisant les 2 facteurs précédemment cités) ou encore leur niveau d'activité physique (sujet considéré comme sportif pour une activité physique >3h/semaine). Comme le relate le *Tableau 7*, les analyses statistiques sélectionnées n'ont pas permis de conclure à l'effet d'une de ces variables, toutes non-significatives.

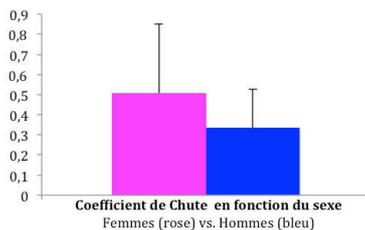
	Chuteurs	Non Chuteurs	p-value
Age	28,8	27,5	0,85
Sexe (f=1, m=0)	0,55	0,3	0,2
Taille	169,5	173,2	0,23
Poids	63,6	67,2	0,85
BMI	22,05	22,62	0,62
Condition physique (sportif = 1, sédentaire = 0)	0,43	0,53	0,96

Tableau 7 : effet des variables « individuelles »

Néanmoins, il faut reconnaître certaines tendances, à l'image du sexe, de la taille ou du poids : les femmes et les sujets petits et/ou légers tombent plus souvent (cf. encadré) Cependant, le faible nombre de sujets et le déséquilibre numérique Hommes/Femmes dans l'échantillon de départ ne permettent pas aux analyses statistiques d'avoir suffisamment de puissance pour le vérifier. De plus, étant donnée la distribution, par sexe, des poids et des tailles issues des sujets ayant participé à l'expérience (cf. Fig. 23b), il est difficile de conclure à un effet isolé du sexe, de la taille ou du poids. Enfin, il convient de rappeler que l'analyse portait sur la différence Chute/Non-Chute (principale variable de sortie) et la constitution de ces deux groupes d'essais était ajustée sur le sujet (et non le sexe).

TENDANCES

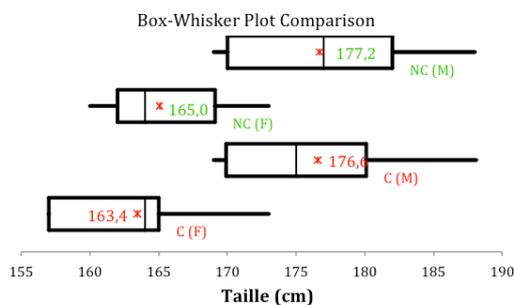
***Sexe :** En ajustant sur le nombre d'hommes et de femmes présents dans la base, le taux de chute (représenté par le Score d'Equilibre) chez les femmes est supérieur à celui des hommes (0,5 vs. 0,33). La tendance des femmes à tomber plus souvent que les hommes est particulièrement marquée en condition médio-latérale.



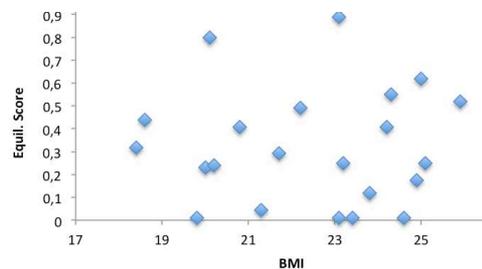
	Forward		Backward		Controlat.		Ipsilat.	
(%)	f	m	f	m	f	m	f	m
C	42,7	57,3	66,7	33,3	71	29	63,6	36,4
NC	27,5	72,5	35	65	21	79	33,3	66,7

Effet du sexe pour chaque direction

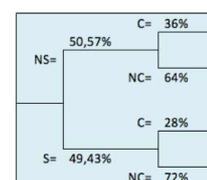
***Taille :** la moyenne des tailles provenant des essais « chute » (C) est plus faible que celle issue des essais « rattrapage » (NC) (169,2 vs. 173,6 cm) ; un effet particulièrement marqué en vitesse lente. En ajustant sur le critère « sexe », les moyennes C vs. NC diffèrent uniquement au-sein du sous-ensemble féminin. Les scores d'équilibre ajustés à la taille montrent une surconcentration du nombre d'essais ayant conduit à une chute chez les sujets de petite taille (< 169 cm).



Relation entre le score de chute et l'IMC :



***Condition physique :** La base se constitue pour moitié de sujets sportifs (49,43% des essais) et pour l'autre de sujets sédentaires. La chute touche 28% des premiers vs. 36% des seconds. De plus, parmi les chuteurs, 56,5% sont des sédentaires. Une tendance à voir un effet du niveau d'activité physique est donc observée, même si cela n'est pas confirmé par le modèle linéaire généralisé.



3.3.2. Effet des caractéristiques « essai » sur la chute

Effet du numéro de l'essai (habituatation)

Malgré une diminution des chutes en fin d'expérience (à partir du 26^{ème} essai), le pourcentage n'était pas plus élevé lors du/des premiers essais qu'en milieu d'expérience. Chaque essai semble exercer un effet « 1^{er} essai », c'est-à-dire que du fait de l'imprévisibilité de la direction et/ou de la vitesse de la perturbation, le sujet ne peut en aucun cas anticiper sa réponse ou reproduire une réponse posturale qu'il déclencherait pour se rattraper. Le graphique ci-dessous permet d'estimer l'évolution de l'apparition des chutes au fur et à mesure de l'expérience, en fonction du numéro de l'essai. Si nous n'avons pas noté d'effet d'apprentissage (différence non significative), il convient néanmoins de souligner que le premier essai (toujours un "Forward slow") entraînait plus de chutes que le reste des essais en condition lente (*cf. Figure 46*)

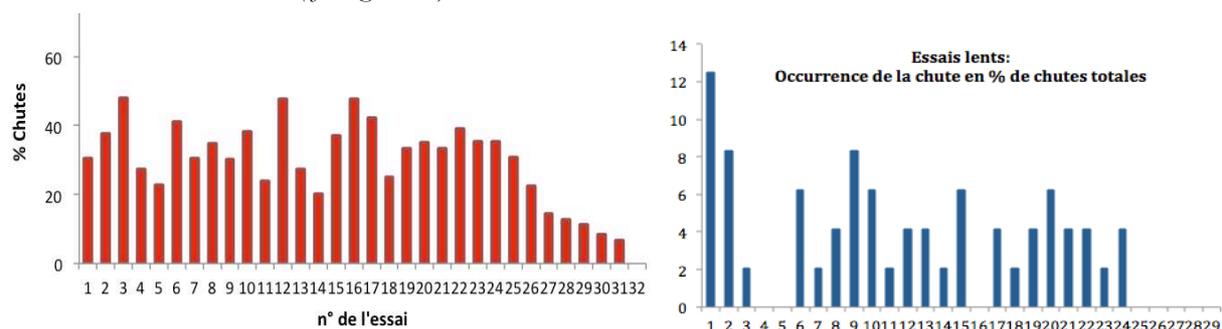


Figure 46 : Occurrence de la chute selon le numéro de l'essai (à gauche : toutes conditions confondues, et tous sujets ; à droite : dans les essais lents selon le % de chutes totales)

A noter qu'en dehors du taux de chutes, le premier essai n'a pas fait l'objet d'une analyse particulière dans notre étude. En effet, le contrôle des conditions expérimentales (répartition aléatoire en vitesse et direction) était tel que le premier essai variait en vitesse et en direction et ne pouvait être comparé à un second essai (absolu) ou un second essai dans une même condition expérimentale de la même façon pour chaque individu. Cet aspect constitue un axe d'amélioration pour de futures études étant données la spécificité et l'importance de ce premier essai relayées par la littérature.

Effet de la direction et de la vitesse sur l'occurrence de la chute

La majorité des chutes a lieu après un déplacement de la surface de support vers l'avant (lent ou rapide). Ils génèrent à eux seuls 44% des cas de chute et se distinguent significativement des autres directions ($p=0.0003$, test du Chi2) en étant plus éprouvants que les perturbations médio-latérales (21%) puis arrières (14%). De plus, il y a un effet de la vitesse, puisque l'on observe significativement plus de chutes en condition rapide (toutes directions confondues : $p<0.0001$, test du Chi2), à l'exception des essais ipsilatéraux (lorsque la perturbation se fait du même côté que la jambe dominante ($p=0,06$) bien qu'ils montrent une tendance similaire. La Figure 47 permet d'apprécier l'effet de la direction sur la chute et, par direction, de connaître l'influence de la vitesse sur l'occurrence de la chute.

Sur 266 essais rapides, 47% ont conduit à une chute. Les essais rapides vers l'avant (Ff) semblaient les plus délicats à gérer pour le rétablissement de l'équilibre, générant à eux seuls 31% des chutes. Ensuite, la condition la plus « difficile » était représentée par les translations rapides médiolatérales, qui conduisaient, à des résultats similaires de chaque côté (15% de chutes environ). Les essais rapides vers la gauche (Lf), contralatéraux pour la majorité des sujets, représentaient un challenge important, ce qui

pourrait être du à la présence d'un côté dominant chez chacun des sujets. Les chutes étaient d'ailleurs moins fréquentes lorsque la translation avait lieu du côté dominant. Les translations rapides vers l'arrière génèrent 11% de chutes. Par-ailleurs, il est intéressant de noter que si les rattrapages ont plus souvent eu lieu en condition B (translation vers l'arrière) et R (vers la droite), cela restait vrai quelle que soit la vitesse de perturbation (*Figure 47b*).

Sur les 260 essais lents, 18% ont conduit à une chute. Il est surprenant que des chutes soient apparues en condition lente, celle-ci ayant été choisie pour faciliter le rattrapage. Les chutes vers l'arrière restaient les plus fréquentes, dépassant 10%, puis la part des essais lents ayant conduit à une chute atteignait 7% en direction latéral-dominant (R pour la plupart). Ce dernier résultat peut s'interpréter par une majorité de sujets à côté dominant droitier, rendant l'appui unipodal « forcé » à gauche potentiellement moins « solide » lors d'une translation de la plateforme vers la gauche (transfert du poids vers la droite). Les essais lents, vers l'arrière (B) étaient les plus rares à avoir conduit à une chute.

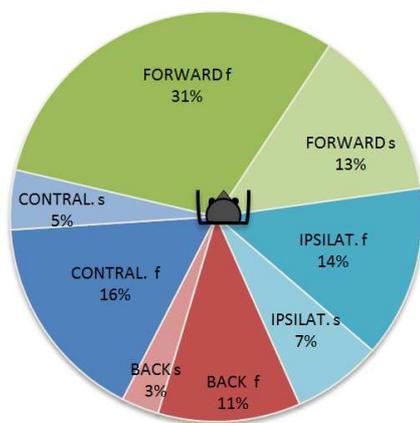
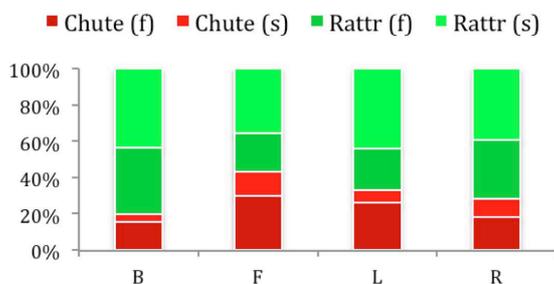


Figure 47: a) Occurrence des chutes selon les caractéristiques de la perturbation (direction, vitesse).

FORWARD: translation de la surface de support vers l'avant, BACK(-WARD): translation de la plateforme vers l'arrière
IPSILAT. et CONTRAL.: directions de perturbation médiolaterales (d, g), relativement à la jambe dominante

f: fast; s: slow



b) Occurrence des Chutes / Rattrapages selon les caractéristiques de la perturbation (direction, vitesse)

En résumé, il existe une forte hétérogénéité des sujets face à la chute, malgré la constitution d'un groupe le plus homogène possible, ce qui est d'autant plus envisageable sur de jeunes adultes. La tendance à la chute plus fréquente chez les femmes ne peut être certifiée statistiquement (déséquilibre numérique, corrélation de variables anthropométriques, choix de la variable de sortie). Par-ailleurs, la condition Fast Forward (translation de plateforme rapide vers l'avant) impose des contraintes spatiales (liaison ponctuelle, pas d'appui-plan, marge de stabilité) et temporelles (accélération) qui compliquent la stabilisation et en font la condition la plus risquée, comme le montre le taux de chutes. Elle a donc fait l'objet d'analyses approfondies. Les essais médiolateraux à vitesse rapide, notamment dans la direction contralatérale à la jambe dominante ont également occasionné de nombreuses chutes.

3.3.3. Mécanismes liés à la chute : analyse de l'action correctrice engagée

Les réponses posturales ont été caractérisées selon quatre groupes de variables : la cinématique articulaire (variations angulaires, stabilisation de la tête, coordination motrice,...), la présence d'un pas et son paramétrage, les activités musculaires et la contribution des bras. Des variables discriminantes entre le groupe chute et non-chute et issues de ces différentes catégories ont été identifiées.

Aucune instruction n'était donnée aux sujets sur la manière de répondre à la perturbation posturale. Cependant, une stratégie préférentielle a émergé : la stratégie à changement de support par la réalisation d'un pas au moins. Un pas compensateur est en effet apparu dans 92% des essais. Sur les 479 essais contenant au moins un pas, 18,4% d'entre eux ne contenaient qu'un seul pas. Lorsqu'ils conduisaient à un rattrapage, ces réactions sont essentiellement apparues en condition lente (78,5%) ; par contre, lorsqu'ils se traduisaient par une chute, ils avaient lieu en majorité en condition rapide (82%).

Essais rapides : analyse des réponses avec un pas (au moins)

a) Cinématique articulaire

Tout d'abord, il faut souligner le contraste entre une importante variabilité inter-individuelle des réponses posturales observées dans le cadre de notre expérimentation et une faible variabilité intra-individuelle. La *Figure 48* met en évidence la forte reproductibilité des stratégies mises en œuvre par un sujet lors d'un rattrapage qui sera réussi ou non. Les 5 sujets chuteurs et les 4 sujets non-chuteurs représentés sont identifiables par leurs seules traces cinématiques. Chaque chute pourrait donc s'expliquer par des mécanismes différents et inversement, chaque rattrapage peut correspondre à une « typologie » individuelle. Par exemple, le sujet violet présente un retard temporel dans l'initiation de ses réactions compensatoires quand bien même les amplitudes des mouvements articulaires déployés sont similaires à celles que l'on peut observer dans le cadre d'un rattrapage.

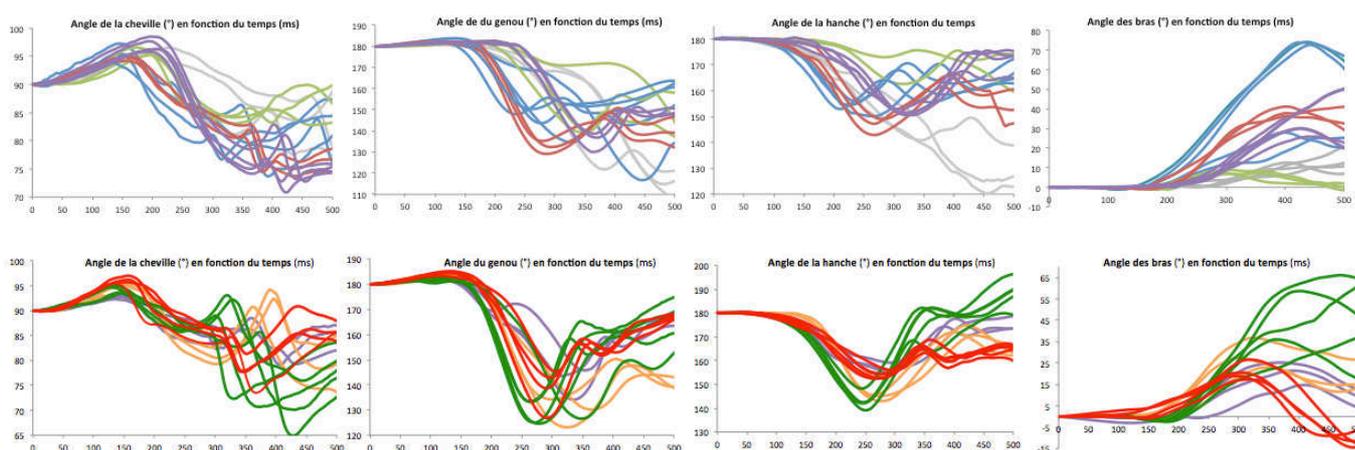


Figure 48 : Faible variabilité intra-individuelle dans les réponses cinématiques mises en œuvre (cond. Ff)
Superposition, par couleur, de 5 sujets chuteurs (cadre du haut) et de 4 sujets qui se sont rattrapés (cadre du bas)

Lorsque nous avons essayé d'identifier plus avant les différences pouvant exister entre les chutes et les rattrapages au niveau de la cinématique articulaire, quelques indicateurs ont émergé, illustrés pour certains dans la représentation d'une chute et d'un rattrapage réussi en *Figure 49*.

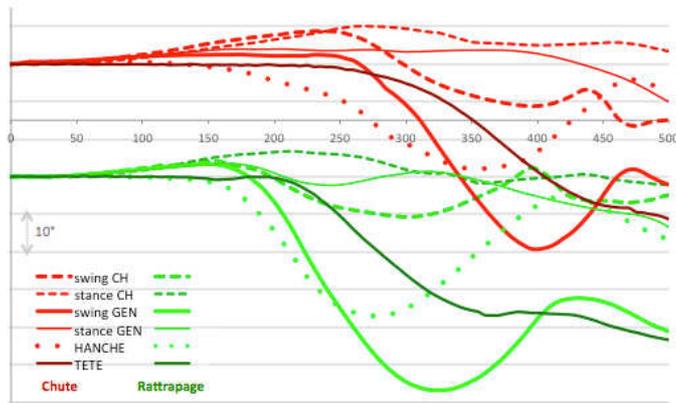


Figure 49 :

Variations angulaires (°) au cours des 500 premières msec, représentatives d'une chute et d'un rattrapage

Les chutes se caractérisent globalement par une dispersion des réponses plus importante, et une latence plus élevée dans le déclenchement des réponses compensatoires, qui s'observe à plusieurs niveaux articulaires. De plus, certaines chutes présentent des spécificités comme une absence d'utilisation des bras (en abduction); et certains rattrapages se distinguent par une stabilisation marquée de la tête. Nous détaillons ci-après les différences provenant d'une analyse menée suite à une TSS avant (i.e. provoquant un déséquilibre vers l'arrière du corps). La Figure 50 superpose le corridor des variations angulaires dans les essais ayant conduit à une chute (rouge) et à un rattrapage (vert).

Au-niveau de la cheville, le mouvement d'extension initial est identique dans le cas d'une chute et d'un rattrapage. Par contre, chez certains chuteurs, cette extension se prolonge jusqu'à 200 ms environ, ce qui était vérifié statistiquement (cf. Tableau 8). La flexion signait le démarrage de la compensation du déséquilibre. Nous constatons que le corridor regroupant les essais « Rattrapages » est plus étroit, signifiant un pattern en flexion similaire en termes d'amplitude, de durée et de pente d'un essai à l'autre. Concernant la jambe d'appui, il n'y a pas de différence flagrante entre les chutes et les rattrapages, résultat qui se retrouve à d'autres niveaux articulaires.

Au niveau du genou, une compensation du déséquilibre a lieu plus tôt lors des rattrapages (avec une flexion qui débute jusqu'à 100 ms avant les chutes). A noter cependant une cinématique semblable aux rattrapages dans certaines chutes. Une fois encore, le corridor de flexion du genou oscillant est plus étroit concernant les rattrapages même si les pentes sont similaires. L'extension suivant cette flexion du genou intervient également plus tôt dans les rattrapages.

Au niveau de l'articulation de la hanche, le début de flexion dans certains rattrapages précède le pire des scénari donnant lieu à une chute. Cependant, certaines chutes s'assimilent toujours à certains rattrapage au niveau du pattern cinématique décrit (ex : temps mis pour atteindre une amplitude maximale). L'extension subséquente de la hanche se fait plus tôt dans les rattrapages.

b) Stabilisation de la tête

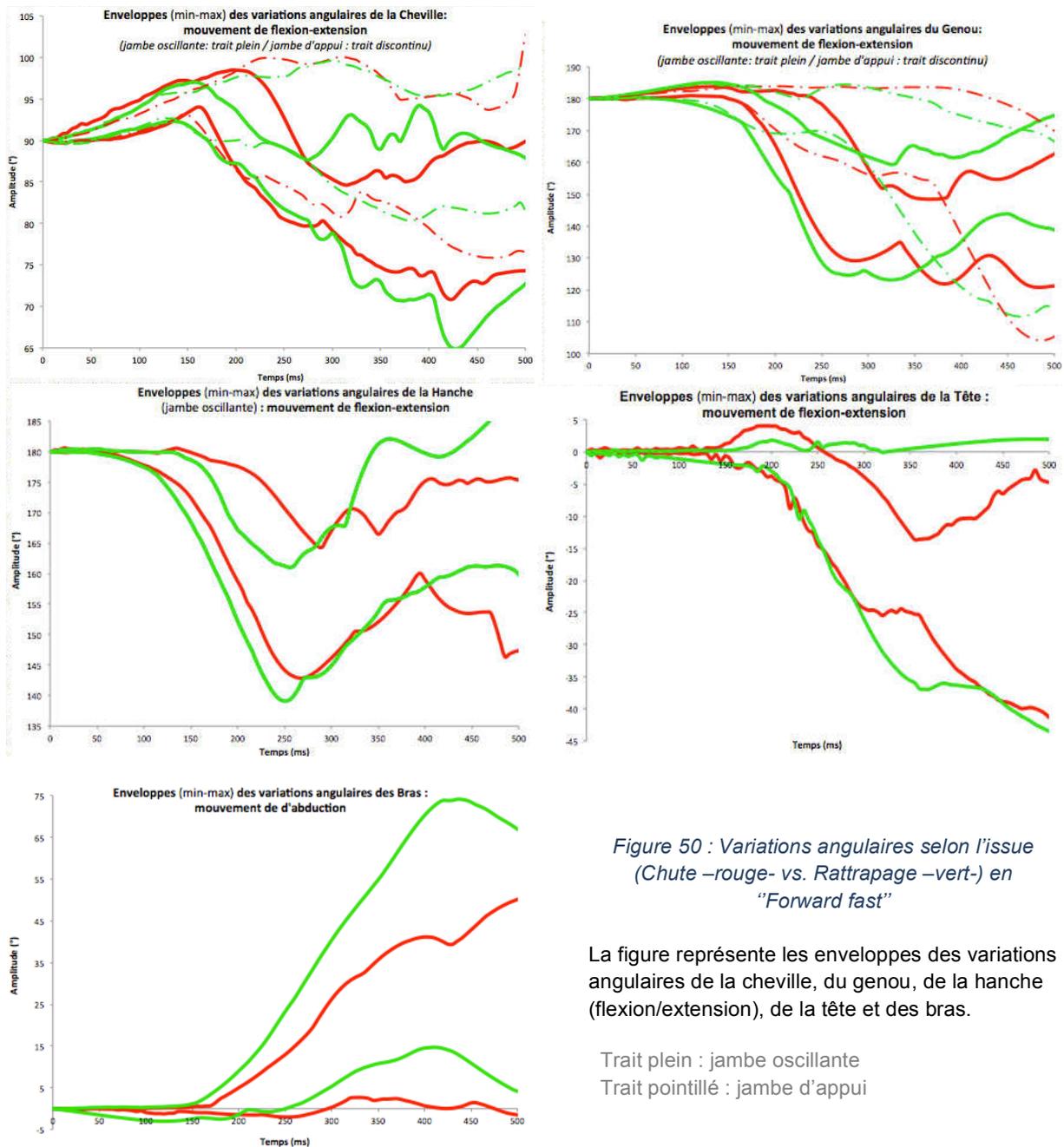
Une stabilisation franche de la tête est possible dans certains rattrapages et jamais observée dans le cas des chutes. Par-contre, pour d'autres, la tête présente une rotation vers l'avant similaires aux chutes. En somme, ces courbes traduisent des stratégies différentes. En condition rapide vers l'avant (F_f), la tête était plus longtemps stable (ou stabilisée) dans l'espace dans les groupes des rattrapages. En condition lente, il n'y avait pas de différences entre les deux groupes ; sauf en direction latérale, où elle était, à nouveau significativement plus stable chez les Non Chuteurs (C : 205 ms vs. NC : 298 ms).

(jambe oscill.)	Déplacement passif		Mouvement compensatoire		
	Tmax (ms)	AngleMax (°)	Tmax2 (ms)	AngleRel2 (°)	
cheville	184	6	355	-15,3	0,09
	144				
genou	139	2,3	366	-44,7	0,3
	122,4				
hanche	290	-27	399,5	17	0,1
	264				
bras	486	31,3	435	55,5	}
	376				

ABDUCTION (bras)

FLEXION (bras)

Tableau 8 : Amplitudes maximales des mouvement de flexion (-) / extension (+) pour la cheville, genou et hanche de la jambe oscillante ; et d'abduction (+) et de flexion (+) du bras et du coude.



c) Contribution des bras

Translation Forward ⇔ chute vers l'arrière

Comme l'illustre la *Figure 50*, les rattrapages présentait un mouvement d'abduction d'amplitude plus élevée, qui démarrait cependant au même moment lorsque les bras sont utilisés (à bon essient) lors d'un essai qui se terminera par une chute. A noter aussi l'absence de mouvement d'abduction visible dans le cas de certaines chutes. Les mouvements de flexion du coude non représentés ici étaient accentués dans les chutes (cf. *Tableau 8*). La différenciation entre les chutes et les rattrapages du point de vue de l'analyse cinématique (plus grande élévation des bras) est corroborée par des spécificités au niveau musculaire (cf. *Fig. 51*): les deltoïdes étaient très impliqués chez les chuteurs (latence, amplitude, rang). Cela se traduisait par des amplitudes d'activité significativement plus élevées mais également une latence faible (les muscles se contractent tôt. C : 97 ms vs. NC : 115 ms) et un rang d'activation situant ces muscles parmi les 1^{ers} (mesurés) à être sollicités (C : 1,1 vs. NC : 1,9). Par-exemple, que cela soit au niveau du bras droit ou gauche, le signal EMG des essais Chute présentait une amplitude significativement plus élevée jusqu'à 200 voire 240 ms par-rapport aux essais conduisant à un rattrapage. En revanche, l'activité des deltoïdes devenait plus élevée dans les rattrapages à partir de 240 ms, comme si les bras jouaient seulement alors leur rôle stabilisateur. *En condition lente, la mobilisation des bras n'apparaît pas comme une variable distinctive entre les essais conduisant à une chute et les rattrapages.*

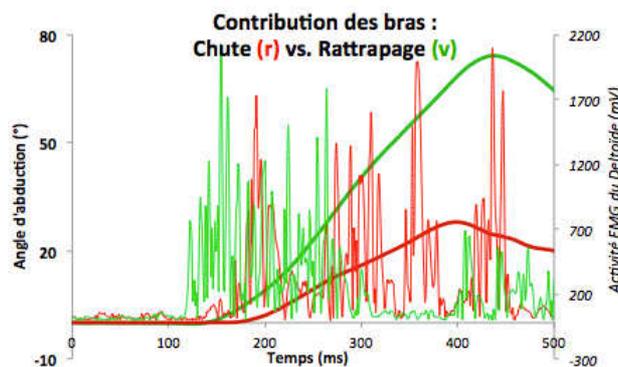


Figure 51: Contribution des bras lors d'une chute et d'un rattrapage (EMG, cinématique)

Translation Backward ⇔ chute vers l'avant

Chez les chuteurs, les deltoïdes sont faiblement activés immédiatement après la perturbation. Cela est vrai pour les deux vitesses ; et ce, malgré une latence (en condition rapide) significativement plus courte (C : 72 ms vs. NC : 109 ms). Ils présentaient peu d'activité même s'ils se contractent assez rapidement, sauf entre 360 et 440 pour le rDELTA.

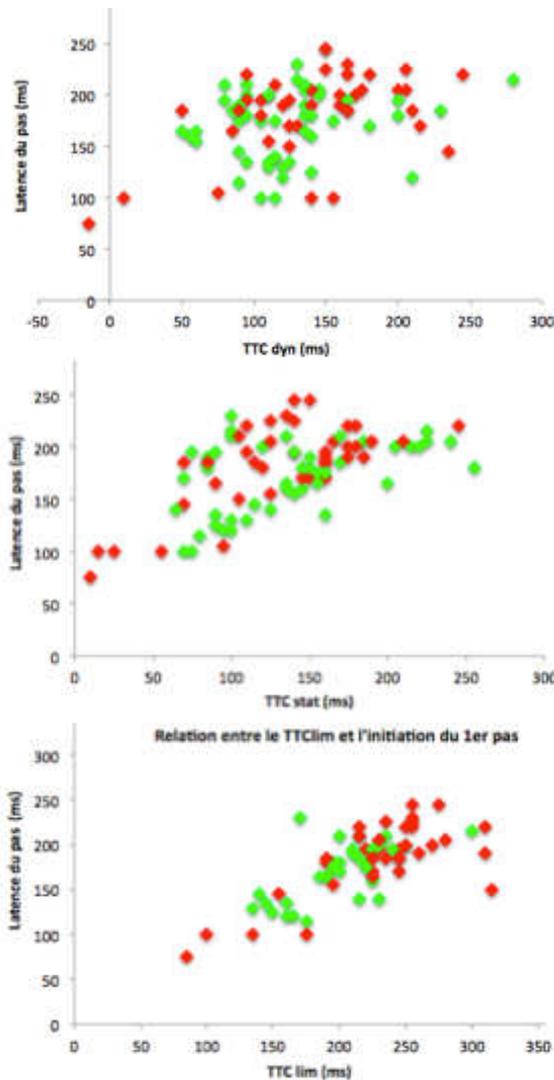
d) Le pas compensateur et son rattrapage

Pas un seul essai rapide n'a pu être récupéré sans réaliser au moins un pas. Cependant, même en présence d'une stratégie à changement de support, des facteurs liés au pas tels que le temps de réaction (délai d'initiation) et sa calibration pouvaient favoriser le risque de chute. Chez les chuteurs, le paramétrage du 1^{er} pas était défailant, au point de ne pas assurer et garantir un rattrapage, quand bien même la stratégie à changement de support avait été correctement sélectionnée. Par-exemple, suite à un translation rapide vers l'avant du support (Ff), la durée, la hauteur maximale atteinte et la longueur du pas pour se récupérer étaient toutes significativement plus faibles dans les essais conduisant à une chute

➤ **QUAND LE PAS EST-IL DECLENCHE ?**

Translation vers l'avant -F- (↔ chute vers l'arrière)

Lors d'une chute vers l'arrière, l'instant d'initiation du 1^{er} pas n'était pas un paramètre significatif pour distinguer les chutes des rattrapages (C: 255 vs. NC: 225 ms). Cependant, comme l'indique la *Figure 55*, les latences étaient variables parmi les chutes tandis que lors d'un rattrapage réussi, un pas était initié dans un intervalle de temps resserré autour de 180-240 ms (cf. la distribution étendue des latences avec plusieurs pics dans le cas des chutes tandis qu'un seul pic était observé pour les rattrapages). D'autre part, nous avons mis en relation l'instant de début du pas avec le TTC ("Time To Contact"), défini en partie méthodologique selon trois façons possible:



- Le « TTC » prenait en compte la position et la vitesse du CM projeté relativement à la position et la vitesse de la BS. La détermination de ce paramètre est celle qui est classiquement retrouvée dans la littérature ; Néanmoins, ces travaux sont associés à un modèle statique de l'équilibre (ie position initiale statique).

Afin de prendre en compte l'accélération imposée au corps à travers la perturbation, et ses conséquences sur le système, nous avons modélisé le poids apparent et déterminé les instants où un état de déséquilibre (temporaire ou non) est atteint. C'est ce qui caractérise le « TTC dyn ».

Enfin, comme l'illustre la *Figure 53* ci-dessous, nous avons constaté que les limites de stabilité ne sont pas toujours atteintes, mais qu'à chaque essai, le système flirte au moins une fois avec ses frontières, en s'y approchant jusqu'à 5 mm de distance. Cet instant a été déterminé et appelé « TTC lim »

Figure 52 : Latences d'initiation du pas en fonction du TTC, déterminé selon 3 méthodes : en haut, TTCdyn, au milieu, TTCstat et en bas, TTClim

La *Figure 52* montre que la corrélation entre le TTC et l'initiation du premier pas est la plus forte lorsque l'on considère le TTClim. En effet, une régression linéaire permet d'estimer les pentes de ces relations et le coefficient de détermination, respectivement de 0,4/0,2 (TTCdyn) ; 0,58/0,7 (TTC) et 0,7/0,8 (TTClim). Ces derniers sont des critères satisfaisants et nous permettent de penser que lorsque le CM atteint les limites de la BS, un pas est déclenché.

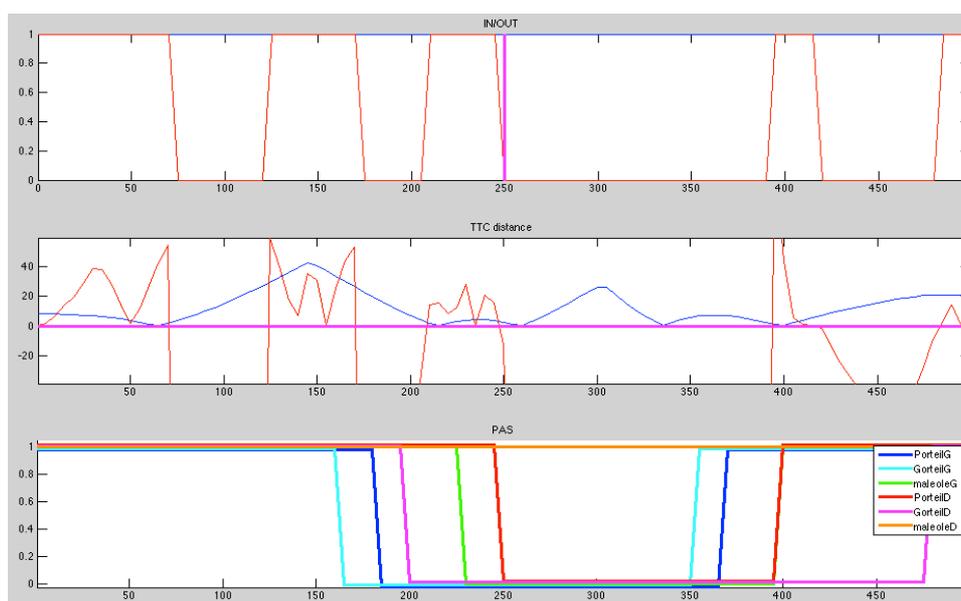


Figure 53 : Représentation du TTC (statique,bleu et dynamique,rouge) en relation avec le début du 1^{er} pas (G ici)

Il faut noter toutefois que le CM approchait régulièrement les frontières de la BS, à une distance inférieure à 5 mm, sans jamais les dépasser. Ces allers-retours peuvent se produire à de nombreuses reprises au cours de l'essai, sans qu'un pas soit nécessairement déclenché à chaque fois. La Figure 53 illustre ce phénomène pour un essai représentatif d'un Rattrapage lors d'une translation vers l'avant.

		TTCdyn	TTC	TTClim
F	f	145 124	236 235	142 149
	s	174	-	228
B	f	134 124	236 200	119 116
	s	214	-	176
ML	f	104 90	188 218	181 212
	s	198	-	239

Tableau 9 : Valeurs des trois TTC calculés, selon l'issue de l'essai et la condition

Il n'y a pas de différence significative entre les chutes et les rattrapages sur ce point ; exception faite de quelques rares chutes où il y a une incongruence forte entre les instants : le pas est initié après le TTC, i.e. que le déséquilibre soit effectif, rendant impossible toute récupération ; soit le pas est initié avant le TTC, et il serait alors inadapté car non spécifique aux caractéristiques du déséquilibre induit par la perturbation.

La valeur du TTC pour chaque condition est indiquée dans le Tableau 9. On note que les frontières sont toujours franchies, en dynamique, et plus tôt qu'en statique. D'autre part, quelque soit le TTC considéré, il a lieu plus tôt en condition rapide. Enfin, nous n'observons pas de différences entre les groupes Chute/Non Chute ; bien que le CM de ces derniers ait une tendance à « sortir » plus vite.

Par-contre, une variable a attiré notre attention, c'est la durée entre le lever du 1^{er} marqueur et le dernier (ie le temps mis pour initier le pas). Elle est représentée ci dessous en *Figure 54* : la disparité des chutes contraste avec un délai presque toujours inférieur à 100 ms dans le cas des rattrapages (moyenne C : 88 ms vs. NC : 53 ms).

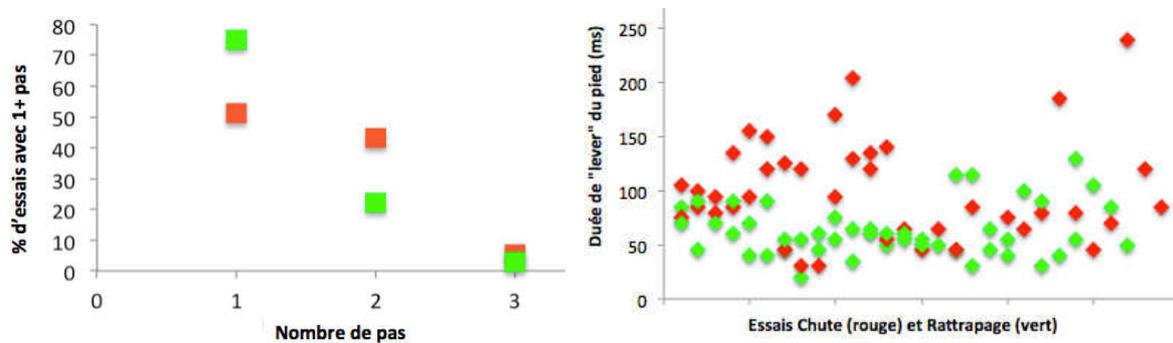


Figure 54 : à gauche, nombre de pas pendant une Chute (rouge) vs. un Rattrapage (vert); à droite, durée entre le levé du 1^{er} marqueur et le dernier. Condition Ff

Enfin, il faut remarquer que le second pas n'apparaît pas dans les résultats statistiques, ce qui laisse supposer qu'en condition rapide, le temps n'est pas suffisant pour effectuer un 2^{ème} pas qui permette une issue favorable. Ce postulat renforce l'hypothèse selon laquelle une « bonne » calibration du 1^{er} pas est primordiale (cf. *Figure 54*, à gauche)

Translation Médio-Latérale

En direction ipsi- et contralatérale, la latence du 1^{er} pas est d'importance pour assurer le rattrapage ou au contraire, constituer un facteur de risque de chute. Ces deux situations présentent des latences significativement différentes, respectivement pour les C : 336 et 253 ms vs. 190 ms et 213 ms pour les NC (soit en moyenne, 294,2 vs. 201,5 ms). Si le pas est initié trop tardivement après la perturbation, cela augmente la probabilité de chuter. Dans le même ordre d'idées, le délai entre le déplacement franc de la tête et l'initiation du pas est une variable discriminante entre les chutes et les rattrapages. Chez les chuteurs, le délai entre l'initiation du 1^{er} pas et le déplacement de la tête est important, autrement dit, le pas est initié tardivement par rapport à l'instant où la tête se déplace tandis que lors des rattrapages, soit le pas a lieu avant que la tête ne se déplace, soit quasi-simultanément (7,4 ms). Cela est vrai quelle que soit la direction considérée dans le sens médio-latéral de perturbation (ipsi ou contralatérale) en condition rapide (cf. *Figure 55*) En condition médio-latérale rapide, lorsque le sujet parvient à se rattraper, les informations portées par le segment tête qui abrite les systèmes visuels et vestibulaires ne seraient donc pas celles qui permettent de déclencher la réponse posturale type changement de support.

Translation vers l'arrière -B- ⇔ chute vers l'avant

En condition rapide, aucun paramètre lié au moment de déclencher le pas n'a d'incidence significative sur la chute. A noter toutefois qu'en condition lente, le pas est déclenché significativement plus tard comparé aux non chuteurs (C : 418 vs. NC : 305 ms). Dans cette condition, le pas est initié 182 ms après que la tête ait bougé chez les chuteurs (vs. 86 ms chez les NC) (différence significative également)

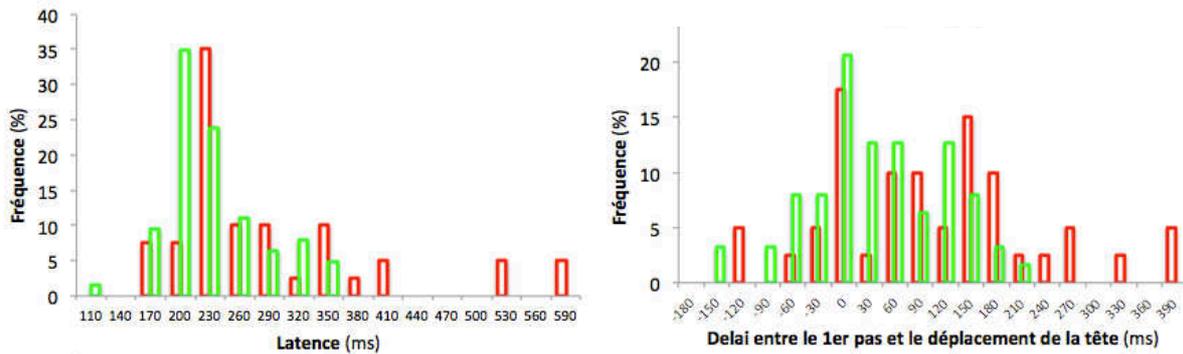
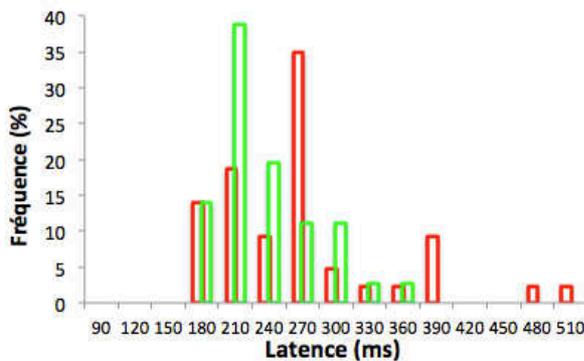


Figure 55: distribution des latences du 1er pas médiolatéral en absolu (à gauche) et par rapport au début du déplacement de la tête (à droite). Vert: rattrapages; Rouge: chutes

➤ **QUEL TYPE DE PAS EST REALISE ?**

Translation vers l'avant -F- (↔ chute vers l'arrière)

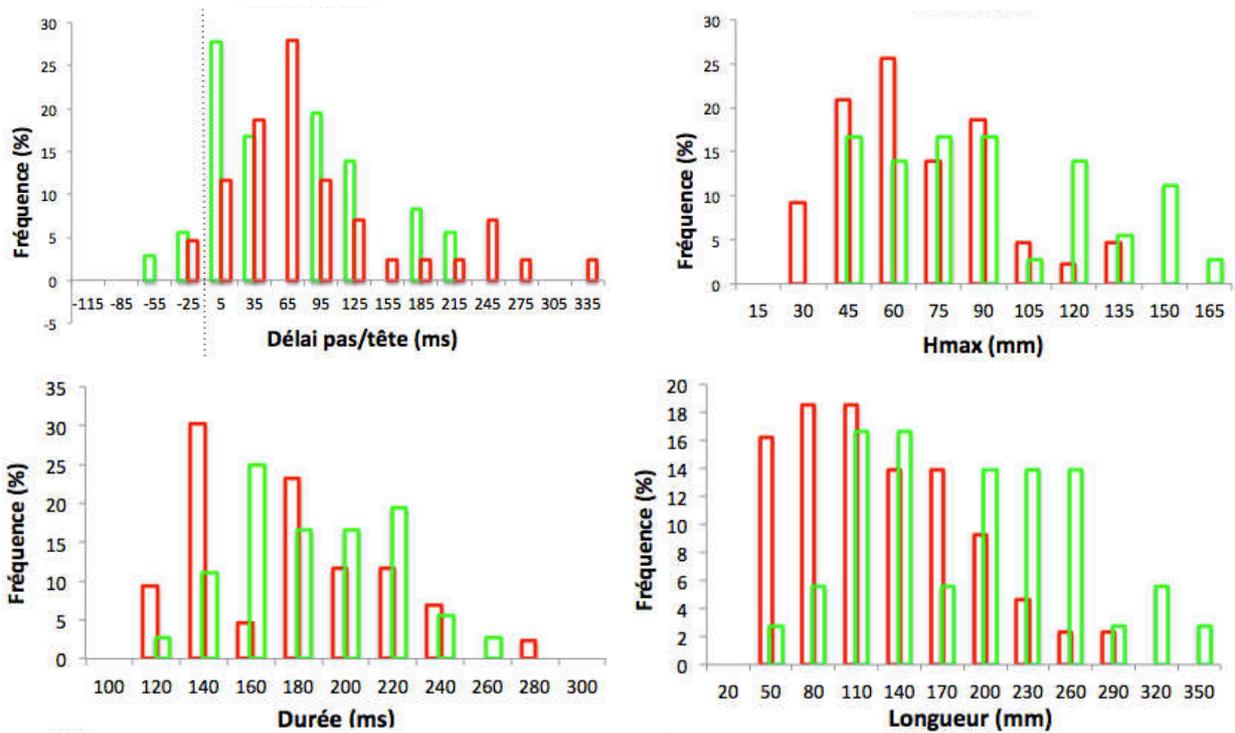
Dans cette condition de perturbation qui engendre un déséquilibre arrière, les premiers pas étaient qualitativement différents dans un rattrapage réussi ou lors d'un essai conduisant à une chute. En effet, les paramètres suivants sont tous significativement plus faibles dans le cas d'une chute: la durée (C: 164 vs. NC: 189 ms), la longueur (C: 118,5 vs NC: 163 mm) et la hauteur (C: 62 vs. NC: 80 mm) (cf. Figure 56) Autrement dit, un petit pas, exécuté rapidement et parcourant une faible distance augmente la probabilité de chuter. Plus il est long, en longueur et en durée, et plus il a lieu tôt tout en laissant le pied relativement bas, plus élevées sont les chances de se rattraper. Par exemple, avec un pas de 7 cm, la probabilité de se récupérer est de 3% (vs. chuter, 18%). La deuxième partie de la courbe montre que la probabilité de se récupérer est multipliée par 4 lorsque la longueur de pas est plus élevée. Par-exemple, avec un pas de 25 cm, la probabilité de se rattraper passe de 4 à 16%. Il est difficile de tirer des conclusions pour un pas moyen ; mais il apparaît clairement que la probabilité de chuter est 4 à 5 fois plus élevée avec un petit pas. Concernant la durée du pas, si elle est inférieure à 150 ms, la probabilité de chuter est multipliée par 2 par rapport à la probabilité de ne pas chuter ; et cela s'inverse quand le pas dure environ 200 ms. A ce stade, le résultat optimal serait, pour ne pas tomber, de réaliser un pas de 25 cm avec une durée de 220 ms.



Caractéristiques du 1^{er} pas en fonction de l'issue finale :
Chute vs. **Rattrapage** en condition "Forward Fast"

Délai entre l'initiation du pas et le déplacement de la tête, longueur, durée, latence et hauteur maximale du 1^{er} pas

Figure 56: Caractéristiques du 1^{er} pas en fonction de l'issue finale dans la condition Ff



Translation Médio-Latérale (\Leftrightarrow déséquilibre latéral, du côté droit ou gauche)

En condition médio-latérale, il est important de souligner les différences au niveau des stratégies employées pour tenter de rattraper son équilibre: comme explicité dans la revue de la littérature, ces stratégies diffèrent d'un point de vue biomécanique. Le "Side-Step" (SS) consiste en un petit pas médial effectué par la jambe déchargée, suivi d'un élargissement de la base de support par la jambe contralatérale à la perturbation. Pour cette raison, il est considéré comme une stratégie à pas multiples; le "Cross-Over" (CO) consistant à croiser devant/derrière la jambe d'appui par la jambe déchargée mécaniquement par la perturbation; Enfin, le "Loaded-Side-Step" (ISS) consiste à déplacer le membre chargé du poids du corps (par la perturbation). Comme l'indique la Figure 57, la stratégie privilégiée dans les essais conduisant à un rattrapage est le Side-Step (61%). Elle serait donc plus efficace que la stratégie de Cross-Over, quant à elle majoritaire lorsqu'une chute a lieu (57% des pas).

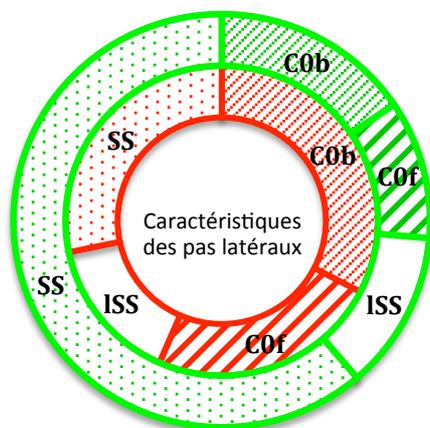


Figure 57 : Stratégies de pas latéral utilisées lors des translations médio-latérales résultant en une chute (rouge) ou un rattrapage (vert)

Abréviations:

- SS side step
- ISS loaded side step
- COb cross over backward
- COf cross over frontward

Translation arrière -B- (\Leftrightarrow déséquilibre vers l'avant)

En condition de déséquilibre avant (translation arrière), aucune variable relative au paramétrage du pas n'est apparue des analyses statistiques pour expliquer les différences entre les chutes et les rattrapages.

En résumé, l'analyse biomécanique révèle un délai plus long à déclencher les réactions compensatoires chez les chuteurs (cf. variations angulaires). La tête et le tronc sont aussi moins stabilisés dans l'espace. Enfin, la présence d'un pas est indispensable pour avoir une chance de se rattraper après une perturbation rapide. Il doit, qui plus est, être déclenché dans un intervalle de temps centré autour de 200 ms. Enfin, certaines caractéristiques, du premier pas en particulier, doivent être respectées pour augmenter la probabilité du rattrapage : une longueur, une durée et une hauteur maximale du pied oscillant suffisantes apparaissent comme des variables discriminantes.

e) Activités musculaires axiales et des membres inférieurs

En décrivant les activités musculaires, nous avons considéré deux intervalles de temps: une première période avant que le pas ne soit initié et une seconde période pendant l'exécution du pas. Ces deux périodes peuvent être assimilées à la phase passive (T1 et T2) et active décrites précédemment. La première concerne l'intervalle de temps qui suit immédiatement la perturbation; et ne dure pas plus de 200 ms (approx.). A ce stade, les forces inertielles sont prédominantes et le corps se comporte comme un pendule inversé. La seconde débute avec l'initiation du pas. A noter que chaque jambe est caractérisée selon sa fonction de support ou de jambe libre.

		Bf	Ff	Lf	Rf
		moy (sd)	moy (sd)	moy (sd)	moy (sd)
TA	Sw	81 (33)	85 (17)	104 (25)	116 (27)
		118 (34)	95,5 (16)	85 (24)	71 (29)
	St	97 (26)	88 (13)	96 (29)	107 (37)
		102 (32)	93 (11)	69 (23)	88 (24)
SOL	Sw	69 (24)	142 (51)	129 (29)	144 (30)
		86 (32)	152 (60)	151 (48)	141 (36)
	St	69 (25)	142 (66)	135 (35)	112 (59)
		81 (40)	156 (64)	106 (42)	115 (60)
RF	Sw	139 (43)	127 (48)	152 (44)	171 (59)
		146 (41)	112 (26)	152 (66)	151 (52)
	St	134 (30)	113 (31)	136 (53)	144 (52)
		118 (41)	118 (51)	100 (61)	111 (57)
ST	Sw	110 (26)	113 (41)	111 (85)	93 (46)
		98 (31)	121 (20)	112 (50)	94 (49)
	St	89 (44)	120 (42)	116 (23)	79 (24)
		95 (42)	109 (50)	95 (53)	124 (20)
RA	91 (40)	169 (51)	185 (72)	112 (78)	
	109 (25)	144 (42)	128 (53)	143 (47)	
ESL	123 (35)	91 (27)	118 (50)	132 (50)	
	135 (26)	112 (39)	100 (30)	128 (34)	
SCOM	92 (36)	105 (29)	106 (37)	101 (25)	
	90 (25)	114 (23)	115 (41)	97 (30)	
PS	122 (22)	111 (41)	107 (26)	111 (38)	
	106 (33)	111,7 (52)	109 (54)	104 (38)	
DELT	L	93 (35)	98 (27)	97 (32)	93 (32)
		98 (32)	114 (21)	115 (36)	114 (43)
	R	73 (34)	96 (35)	82 (41)	105 (44)
		109 (10)	114 (17)	141 (51)	102 (32)

Tableau 10. Latences EMG (ms) selon l'issue de l'essai (rouge: chute, vert: rattrapage) pour les translations rapides de la surface de support (B-Backward, F-Forward, L-Leftward and R-Rightward). TA: Tibialis Anterior, SOL: Soleus, RF: Rectus Femoris, ST: semi tendinosus, RA: Rectus Abdominus, ESL: Erector Spinalis at the Lumbar level, SCOM: (right) Sternocleidomastoidius, PS: (right) ParaSpinalis, lDELTA: left anterior Deltoidus, rDELTA: right anterior Deltoidus. St : "stance leg" (jambe de support), Sw : "swing" leg (jambe libre)

Pattern des activités EMG suite à une translation vers l'avant (chute vers l'arrière)

Phase T1-T2, avant le pas :

Une translation vers l'avant engendrait en phase précoce (T1/T2) un mouvement de flexion plantaire, avec une ouverture de l'angle à la cheville, qui déclenchait un réflexe à moyenne latence des TA. Sa contraction, suivie de près par celle des RF à l'étage au dessus concourt théoriquement à replacer le corps en position verticale et peut être considérée comme la première ligne de défense de l'organisme. Ensuite, les muscles des cuisses se différenciaient selon leur action (i.e. jambe d'appartenance) : le RF de la jambe oscillante était inhibé approximativement 70 ms plus tard, relayé par son antagoniste, le ST, qui restait actif jusqu'à ce que le pied atteigne une hauteur maximale. En revanche, le RF de la future jambe de support restait actif plus longtemps tandis que son antagoniste (ST) qui s'était d'abord co-contracté stoppait son activité après 40 ms environ. Au niveau des muscles du tronc, les ESL étaient actifs tandis que les RA sont silencieux, ce qui devrait accentuer le déséquilibre. De façon similaire, au niveau du cou, les PS se contractent d'abord, ce qui aurait tendance à amener la tête vers l'arrière; mais à peine 10 ms plus tard, leurs antagonistes, les SCM s'activent et on assiste à une co-contraction.

Différences Chute-Rattrapage

Lors des chutes, les TA de la future jambe libre étaient activés plus rapidement et à un plus haut niveau entre 160 et 200 ms (i.e. juste avant le pas). Par contre, l'activité de la future jambe d'appui (au niveau du RF) était plus faible. Enfin, les ESL s'activaient plus tôt pendant les chutes comparées aux rattrapages, ce qui pouvait contribuer à la chute arrière car leur contraction favorise une extension du tronc. Ce résultat était corroboré par une contribution maximale relative 20,6% dans les chutes, largement supérieure à celle observée lors des rattrapages (4,4%).

Phase T3, pendant le pas (vers l'arrière):

Si l'on décrit la phase d'initiation/exécution du pas de rattrapage, on observe les patrons d'activité suivants: **Au-niveau du membre oscillant**, on observe d'abord une activation du ST, suivie de près par celle du TA. Au-moment où le pied atteint sa hauteur maximale le SOL et le RF se contractent puis avant d'atterrir, les contractions du TA et du RF immédiatement suivies du ST avaient lieu, concordant avec le reposé du pied au sol. **Au-niveau de la jambe d'appui**, le TA démontrait un haut niveau d'activation par bouffées pendant plusieurs centaines de millisecondes; Comme évoqué précédemment, le RF s'était activé simultanément avec son homologue de la jambe de swing, mais resté actif pour un long intervalle de temps. Enfin, le ST présentait une légère co-activation mais son activité devenait plus importante en fin de bouffée du RF (soit approximativement au moment où le pied atteint le sommet de la trajectoire en phase oscillatoire).

Différences Chute-Rattrapage

Au-niveau du membre oscillant, les chutes se caractérisaient par des activités musculaires plus importantes au niveau du RF (entre 320 et 360 ms) et du ST (entre 400 et 440 ms) par rapport aux rattrapages. **Concernant la jambe de support** les chutes se distinguaient uniquement au niveau du TA, avec une amplitude plus faible entre 200 et 280 ms.

La *Figure 58* ci-dessous illustre, pour une chute et un rattrapage représentatifs, les activités musculaires enregistrées au niveau des principales articulations (cheville, genou, hanche, épaule, cou) de façon à mettre en relation ces activités avec la cinématique observée (variations angulaires).

L'étude de l'essai Chute montre que l'atteinte d'un certain degré d'extension déclenchait la contraction des tibialis antérieurs qui conduisait à une flexion active de la cheville au niveau de la jambe oscillante. Cette activation était aussi observée, dans une moindre mesure, au niveau de la jambe de support. L'augmentation de l'activité des soléaires était quant à elle associée au mouvement d'extension subséquent. Au niveau du genou, si celui-ci restait stable pendant 200 ms environ, la contraction du ST était synchronisée avec la flexion observée dans le cas de la jambe oscillante. Une co-activation du couple agoniste/antagoniste permettait un maintien stabilisé de l'articulation du genou au niveau de la jambe de support. Une extension de la hanche était observée ici, c'est à dire qu'il n'y avait pas de compensation du déséquilibre initialement. Celle-ci avait lieu tardivement, passées 300 ms. La tête restait stable, jusqu'à 290 ms environ dans cet exemple. Cela était permis notamment par l'activité des fléchisseurs, mais nous observons une co-contraction moins franche qu'au niveau du rattrapage. Enfin, au niveau des bras, les muscles présentaient quant à eux une activation similaire (en termes de latence, de durée de la bouffée musculaire et d'amplitude).

L'étude de cas « Rattrapage » montre une activité importante au niveau du TA (que celui-ci appartienne à la jambe libre ou d'appui). Sa contraction se faisait, comme dans une chute, en fin d'extension, permettant de refermer l'angle de la cheville et provoquer une flexion dorsale. Par-contre, au niveau de la jambe d'appui, le TA permettait une bonne stabilisation de l'angulation. Au-niveau du genou de la jambe oscillante, une contraction intense du ST était probablement responsable de la flexion observée; à noter aussi une légère activité du RF non visible dans les chutes. Au-niveau de la jambe de support, une cocontraction permettait de faire varier de façon minimale l'angulation du genou. A noter l'importante activité du RF non visible chez les chuteurs. Au niveau de la tête, une co-activation caractéristique du SCM et du PS se produisait au moment où la tête partait passivement en extension ; puis un mouvement de flexion dû à la contraction importante du SCM. Enfin des activités musculaires symétriques étaient visibles au niveau des bras, donnant lieu à des tracés cinématiques similaires.

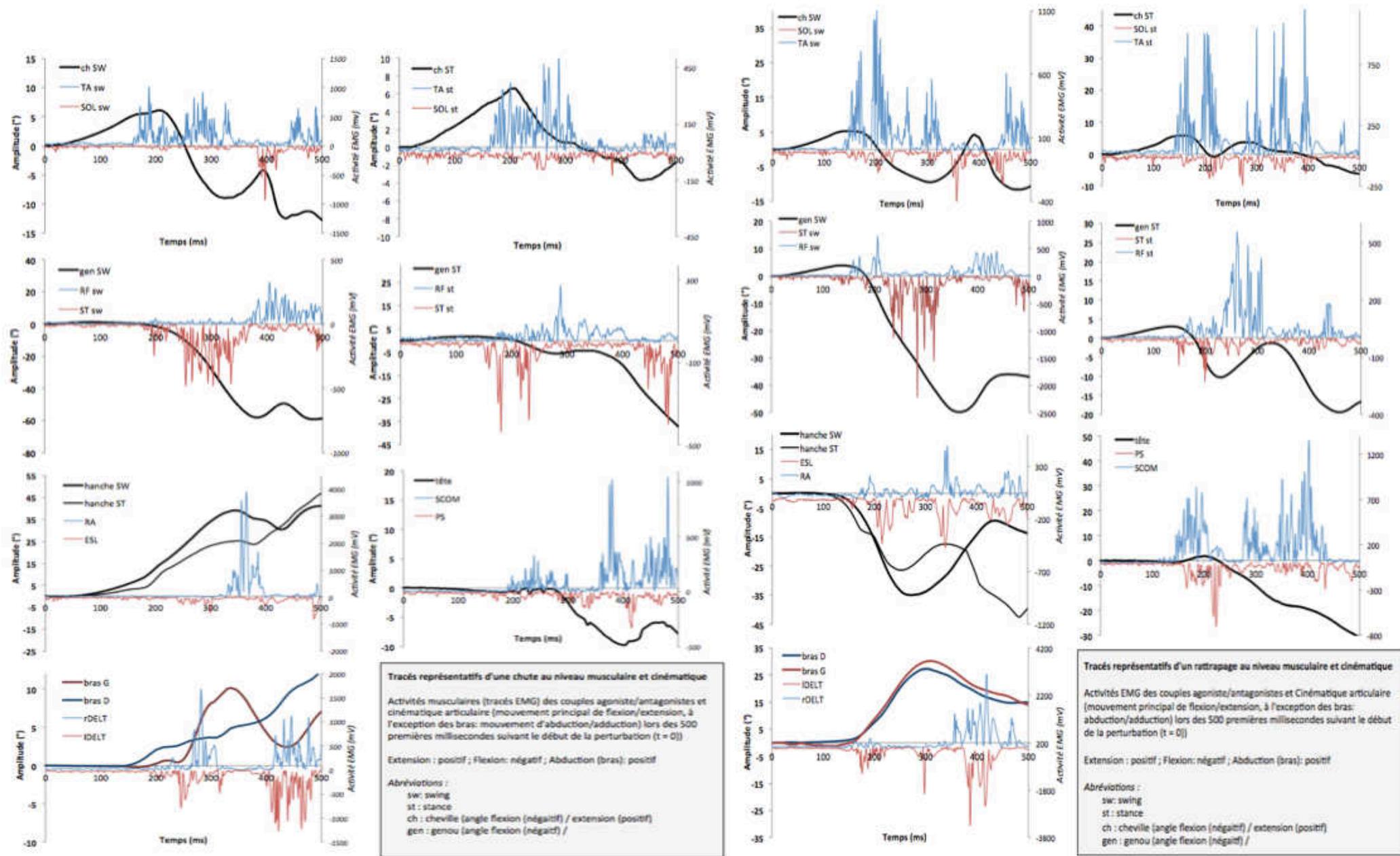


Figure 58: Tracés représentatifs d'une chute et d'un rattrapage au niveau musculaire et cinématique

Pattern des activités EMG suite à une translation vers l'arrière (chute vers l'avant)

Suite à une translation vers l'arrière, le corps était déséquilibré vers l'avant. Pour tenter de « rattraper » le CM, dont la position relative à la BS devenait antérieure, un pas vers l'avant était déclenché.

Phase T1-T2, avant le pas :

La perturbation induisait une flexion dorsale du pied, qui engendrait à son tour un réflexe à l'étirement de courte et moyenne latence au niveau des extenseurs, comme les soléaires enregistrés dans cette étude. Leur activation était suivie de celle des ST, et précédait l'activation des muscles antérieurs (cf. tableau pour les valeurs de latences). Parfois, nous observions ensuite dans les 50 ms suivant le début de la bouffée musculaire, une courte co-contraction avec leurs antagonistes respectifs, le TA (reflet d'un réflexe à longue latence dans le fléchisseur physiologique) et les RF. Au total, ces contractions principales avaient tendance à contrer l'inclinaison passive du corps vers l'avant induite par le déplacement de la plateforme vers l'arrière. Ensuite, 80 ms après le début de ces premières bouffées, les muscles des cuisses se différenciaient leur action selon le rôle dans l'initiation du pas compensateur (appartenance à la jambe oscillante ou d'appui) : le ST de la jambe libre était inhibé, ainsi que le RF de la future jambe de support. Le RF de la future jambe libre était quant à lui silencieux et son activation décalée pour se contracter lors du "Toe-Off". Au-niveau du tronc, les muscles abdominaux (dont l'activité était mesurée au niveau du RA) étaient actifs avant les paravertébraux (érecteur spinal du rachis mesuré au niveau de T10). Ce pattern entrainait en contraste avec ce qui se passe en phase précoce au niveau des membres inférieurs car il contribue en théorie à ramener le corps vers l'avant, accentuant par là le déséquilibre en-cours. Les couples agoniste/antagoniste du tronc étaient ensuite co-actifs. De la même façon, au niveau du cou, nous avons observé une latence courte et une forte amplitude sur le tracé EMG des fléchisseurs (SCM), associé à une faible activité des extenseurs (paraspinaux PS).

Différences Chute-Rattrapage

Dans les chutes, avant que le pas n'ait lieu et en particulier entre 40-80 et 160-200 ms, l'amplitude du TA de la future jambe libre était significativement plus élevée et ce muscle était activé plus tôt que dans les rattrapages; ce qui contribuait à augmenter le déséquilibre. Cette différence s'accompagnait aussi d'une activité du soléaire (SOL) plus élevée entre 120 et 160 ms.

Phase T3, pendant le pas (vers l'avant) :

Concernant le membre oscillant, le pattern d'activation était le suivant : la contraction du TA s'accompagnait rapidement de celle du RF qui présentait une activation intense. En fin de phase d'appui et pendant la première moitié de la phase oscillatoire, l'activité réflexe du Soléaire était inhibée pour ne pas perturber le relevé du pied. Une fois que le pied avait atteint sa hauteur maximale, le SOL et le ST se contractaient en pleine phase oscillatoire (*late swing* pour les ischios jambiers), facilitant le passage et l'extension de la jambe, avant de reprendre appui au sol. Enfin, avant de reposer le pied au sol, le TA et le RF étaient à nouveau activés, ce qui fournissait à la jambe la raideur suffisante pour empêcher l'écrasement au sol au moment du contact. **Au-niveau de la jambe de support**, le TA présentait une activation importante et persistante dans le temps. Le RF de la jambe d'appui était aussi activé bien plus tôt que son homologue de la jambe libre qui était inhibé dans un premier temps. Le ST

présentait quant à lui une faible activité, mais se co-contractait de façon plus intense au moment correspondant au "Touch-Down", pour favoriser sans doute le support du poids du corps.

Différences Chute-Rattrapage

Au-niveau du membre oscillant, à la place de la contraction simultanée TA/RF pendant le décollement du pied, nous avons observé une synergie SOL/ST. Par la suite, l'activité du RF était significativement plus faible; ce qui pouvait nuire à l'extension du genou. **Concernant la jambe de support**, le TA était significativement plus activé entre 240 et 280 ms dans les chutes. Cela favorisait une rigidification distale de la jambe. Cependant, cette activité diminuait rapidement (entre 280 et 320 ms), ainsi que celle du ST (entre 360 et 400 ms), pour être toutes les deux plus faibles que lors des rattrapages en phase tardive. Cela pouvait compromettre le support du poids du corps. **Au-niveau du tronc**, l'amplitude du RA était plus élevée dans les chutes entre 280 et 320 ms, ce qui pouvait accentuer l'inclinaison avant du corps, ie la chute.

Patterns des activités EMG suite à une translation médio-latérale

Dans les essais médiolatéraux, l'identification des paires agonistes/antagonistes est plus difficile car différentes stratégies sont utilisées. Cependant, dans 85% des cas, et quelle que soit la direction de perturbation, la jambe libre est la jambe déchargée (par exemple, la jambe gauche lors de translations vers la gauche). La jambe opposée est chargée et joue initialement le rôle de support, alors que le corps tombe du côté opposé à la direction de la translation.

Phase T1-T2, avant le pas :

En phase précoce (T1-T2), **au niveau de la jambe chargée**, le SOL et le RF montraient une large activité EMG, compensant la flexion passive de la jambe chargée par la perturbation. **Au niveau de la jambe déchargée**, le TA devenait plus actif juste avant le "toe-off", avant l'initiation du pas.

Différences Chute-Rattrapage

Concernant la jambe chargée (*future jambe d'appui*) les différences entre les chutes et les rattrapages apparaissaient en particulier lors de translations contralatérales à la jambe dominante: le TA et le SOL se co-contractaient et étaient significativement plus activés dans les chutes jusqu'à 120 ms et pour le TA, entre 240 et 280 ms. Dans les essais ipsilatéraux, le SOL était activé plus tôt dans les chutes. Par contre, dans les rattrapages, le RF avait une activation d'amplitude plus élevée (notamment entre 160 et 240 ms) et s'activait significativement plus tôt. **Concernant la jambe déchargée**, pendant les essais contralatéraux, le RF avait une amplitude significativement plus élevée entre 80 et 120 ms. Dans les essais ipsilatéraux, le SOL était moins activé entre 120 et 160 ms dans les chutes. **Au niveau du tronc**, l'activité de l'ESL était plus élevée entre 120 et 160 ms.

Phase T3, pendant le pas (vers l'arrière):

Lors de l'initiation du pas et pour sa réalisation (période T3), **au niveau du membre oscillant**, le RF et le TA se contractaient pour permettre respectivement à la jambe et au pied de se soulever. A hauteur maximale du pied, le ST s'activait, suivi par le SOL pour préparer le posé du pied. Finalement, au "touch down", une synergie TA/SOL était observée, ainsi qu'une contraction du ST, fournissant à la jambe une

raideur suffisante. **Concernant la jambe de support**, il y avait soit une cocontraction de chaque paire antagoniste, soit elles se contractaient l'une après l'autre (dans l'ordre: SOL/TA et RF/ST).

Différences Chute-Rattrapage

Au-niveau de la jambe déchargée (*swing*), dans les chutes, le TA est significativement moins impliqué que dans les rattrapages (latence d'activation plus longue dans les translations controlatérales; amplitude plus faible entre 200 et 360 ms dans les translations ipsilatérales). Ensuite, au lieu d'être inhibé comme dans les rattrapages pendant l'extension de la jambe, son activité augmente entre 240 et 280 ms, pour être significativement supérieure à l'amplitude observée dans les rattrapages, ce qui pourrait altérer l'atterrissage du pied en le fléchissant. De plus, dans les essais controlatéraux, le ST est moins activé dans les chutes que dans les rattrapages entre 240 et 280 ms, ce qui est un intervalle de temps crucial pour préparer le contact du pied au sol. **Au-niveau de la jambe chargée** (*support*), les amplitudes du SOL et du TA étaient significativement moins élevées comparées au rattrapage lors de l'exécution du pas (entre 240 et 400 ms). Ces résultats étaient particulièrement prononcés après une translation ipsilatérale. **Au niveau des muscles du tronc**, pour les deux directions, le RA était significativement moins activé dans les chutes; surtout en phase tardive de réponse (cf. contrib. relative max. et amplit. entre 240 et 400 ms). Au niveau postérieur, le ESL est également moins actif dans les chutes entre 20 et 320 ms. **Au niveau des muscles du cou**, le SCM et le PS se co-contractionnaient, rigidifiant le cou. Pendant les chutes, ces co-contractions étaient plus élevées que dans les rattrapages et particulièrement entre 240 et 320 ms. Cela restait vrai quelle que soit la direction de la perturbation.

En résumé, les muscles étirés étaient les premiers à se contracter, et s'accompagnaient parfois de co-contraction avec leurs antagonistes. Cela a pour effet de compenser l'inclinaison du corps induite par la perturbation. Ensuite, les deux membres inférieurs se différencient selon un rôle de jambe de support ou jambe oscillante, qui s'observe au niveau des synergies musculaires. Cependant, le corps se comporte dans un premier temps comme un pendule inversé, avec une diffusion de la perturbation de proche en proche, du bas vers le haut, ce qui continue de provoquer des réflexes d'étirement au niveau du tronc et du cou. Or, ces derniers engendrent des contractions musculaires qui tendent à aggraver le déséquilibre. Ce type de séquence s'observe dans la condition antéro-postérieure en particulier. Les chutes se caractérisent par une activité distale initiale plus élevée que dans les rattrapages. Ensuite, l'exécution du pas de rattrapage a pu être décrite du point de vue musculaire. En effet, nous avons pu identifier les muscles agonistes en relation avec leur rôle moteur (lever du pied, flexion/extension de la jambe, raideur nécessaire à l'atterrissage, etc.), en particulier lors d'un pas vers l'avant et vers l'arrière. Les chutes présentent parfois une activité moindre au niveau de muscles dont le rôle est avéré crucial à certains moments de la réalisation du pas, en particulier au niveau de la jambe oscillante. Mais les amplitudes d'activation musculaire au niveau de la jambe d'appui sont aussi parfois diminuées, ce qui pourrait compromettre le support du poids du corps et la stabilité. Dans les translations médio-latérales, la diversité des stratégies enregistrées complexifie les comparaisons des séquences d'activation musculaire; De plus, le choix des muscles était partiellement limité et guidé par l'analyse menée en condition antéro-postérieure. Néanmoins, nous avons notamment observé une moins bonne stabilisation du tronc et une rigidification de la nuque ainsi qu'une activation retardée ou moins prononcée de muscles qui semblent impliqués dans la réalisation du pas latéral.

4. DISCUSSION

Dans cette section, nous souhaitons d'abord faire un état des lieux de l'expérience afin de mettre en évidence les liens pouvant exister entre les variables inhérentes au plan d'expérience i.e. indépendantes de la chute. Cela permettra de mettre en relief les éventuels biais méthodologiques qui sont apparus, utiles à la discussion. A partir des 25 sujets initiaux, un total de 526 essais a pu être étudié et considéré dans l'analyse principale. Ces essais étaient classés comme une chute ou un rattrapage, et toute ambiguïté était levée grâce aux différents critères de détection expliqués dans la partie Méthodologie. Les autres essais furent exclus de l'analyse pour différentes raisons : mouvement excessif avant la perturbation, données manquantes (perte de marqueurs,,), problème technique avec la plateforme ou encore l'observation d'un comportement consistant à attraper le harnais.

Un déséquilibre suffisant doit être créé pour engendrer une chute. Le premier résultat que nous souhaitons mettre en avant est donc le suivant : le test permet de perturber l'équilibre jusqu'à induire une chute, notamment dans la condition rapide. En effet, le protocole adopté nous a permis de voir apparaître 50% de chutes environ lors des perturbations rapides. C'est un résultat intéressant dans la mesure où d'une part, il est original : au regard de la littérature sur le contrôle postural en mode réactif, nous avons constaté que les perturbations imposées sont généralement d'amplitude ou de vitesse trop faibles pour évoquer une véritable chute. On sait qu'il faut une translation de 20 cm au moins, avec une durée d'application du stimulus suffisante. D'autre part, l'apparition de ces chutes révèle l'incapacité du sujet à répondre correctement ou suffisamment rapidement quand une glissade imprévisible et forte menace sa stabilité. Ces essais ont suscité une attention particulière, puisque le but de nos premiers travaux expérimentaux était d'identifier des indices neurophysiologiques et biomécaniques prédictifs d'une chute à l'aide de l'analyse du mouvement. Au-cours de cette discussion, nous reviendrons dans un premier temps sur la chronologie de la chute, puis sur les indicateurs qui nous permettent de prédire l'issue finale d'une réponse suite à une perturbation imposée à un sujet debout : la chute ou le rattrapage. Ainsi, nous serons en mesure de mettre en évidence des stratégies de récupération de l'équilibre qui se sont révélées efficaces ou non.

4.1. Biomécanique de la réponse

Initialement, le sujet se trouve dans un état d'équilibre mais la perturbation posturale appliquée à travers un déplacement imprévu de la plateforme sur laquelle il se tient engendre un état de déséquilibre. En effet, les pieds restant dans un premier temps collés à la plateforme, la distance augmente entre le CP et le CM, ce qui crée un état de déséquilibre. Dans certains essais lents, le sujet parvient à garder le CM en phase avec la BS et il n'y a pas de déséquilibre. La perturbation entraîne, de par sa spécificité, un déplacement désarticulé du corps, avec une déformation allant du bas vers le haut, qui ne semble pas (pouvoir être ?) compensé initialement. Plus précisément, après une perturbation de type TSS, trois phases chronologiques distinctes ont pu être identifiées: une phase d'immobilité, une phase de chute libre et une phase dite « active ». Différents arguments nous permettent de penser que les 2 premières composantes sont caractéristiques d'une réponse passive du sujet à la perturbation imposée (onde ascendante liée à l'inertie, faible variabilité inter-essai, confirmé par la modélisation,,)

La phase d'immobilité démarre avec le début de la perturbation et se termine au début du déplacement passif. Elle dure jusqu'à 200 ms pour un segment distal comme la tête. Partant du constat que l'impact avec le sol a lieu, en théorie, 700-1000 ms après le début de la perturbation (Hsiao *et* Robinovitch, 2008 ; Liang *et coll.* 2014), cette première phase constitue 1/3 du temps disponible pour la réponse. Cette progression disto-proximale est observée en présence d'une perturbation lente ou rapide et quelle que soit la direction de la translation. Elle traduit, selon nous, l'existence d'un phénomène de propagation de l'onde de choc, dont le point de départ se situe à l'endroit d'application de la perturbation, puis l'énergie libérée circule de façon ascendante jusqu'à impacter le dernier segment représenté par la tête. L'inertie du corps implique un délai de déplacement qui dépend notamment de la distance du segment considéré à la plateforme mobile. Ces latences « passives » sont en effet directement proportionnelles à la hauteur du segment corporel d'intérêt puisque l'on constate une relation linéaire entre ces deux variables. Dans les perturbations appliquées à un sujet assis, la dynamique corporelle observée présente des similitudes à celles-ci: la tête reste en arrière du tronc à cause de son inertie (Vibert *et coll.* 2001). La variabilité grandissante à mesure que l'onde se propage est due au fait que le corps se compose de solides hétérogènes, et chaque segment a une inertie propre. A cet égard, une étude plus poussée du segment céphalique est intéressante car il constitue le segment le plus éloigné du sol. De plus, la propagation de l'onde mécanique dans le corps se fait à une vitesse de 1,2 m/sec environ. Cette vitesse ($\sqrt{E/\rho}$) est inversement proportionnelle à la rigidité, la masse volumique et l'élasticité apparente. L'élasticité apparente des matériaux du corps peut dépendre de la vitesse des efforts imposés aux tissus (non-linéarité, phénomène de « visco-élasticité »). Par-conséquent, la rigidité du corps (et notamment le tonus postural) est importante à prendre en compte, non seulement pour la déformabilité du corps et la traversée de l'onde de choc, mais aussi pour les contraintes qu'elles constituent face à l'expression d'une stratégie de rattrapage. Même si une vigilance particulière était accordée au relâchement du sujet avant le début de l'essai grâce à une visualisation en temps réel des tracés électromyographiques, cela ne peut être considéré comme une évaluation du tonus musculaire. Il est possible qu'un tonus élevé (généralisé par une hausse de l'état de vigilance au niveau de la réticulée)– et par suite, la rigidification du corps– ait joué un rôle dans sa déformation passive et le comportement « en bloc » observé chez certains (essais sans réaction). Cependant le rôle de la co-contraction n'est pas clair (Keshner, 2000).

Parallèlement, on enregistre dès 60 ms environ les premières activités musculaires. Ces réactions musculaires semblent inefficaces à compenser la trajectoire du corps qui est en cours. Elles n'ont du moins aucun impact directement observable sur le mouvement d'un corps en proie à subir des contraintes inertielles et passives. Alors que le sujet essaie activement d'éviter la chute (via des réactions musculaires non encore fonctionnelles), épuisant les premières lignes de défense réflexe et automatique, le corps se comporte comme une chaîne multi-articulaire amortie, ainsi que l'ont proposé Keshner *et* Allum (1990) (*"a damped multi-linked chain"*). En effet, après la phase d'immobilité, le corps présente, dans une seconde phase, un comportement passif inertiel, que l'on a observé à chaque niveau segmentaire. A elles deux, ces premières périodes constituent la phase ballistique et caractérisent selon nous la motricité « passive » du sujet. Enfin, une troisième phase a été identifiée, lorsque le mouvement devient actif. Vers 270 ms (ex : tête) les trajectoires deviennent en effet variables, ce qui a été interprété comme une prise de contrôle progressive du système. A cet instant, les tracés intra-individuels

divergent, donnant lieu une grande variabilité de réponses (extinction de réponse, réponse en pendule inversé, pas, stratégie de hanche, raidissement,..). autrement dit, une phase active, comme on le présentera ultérieurement. La prise de contrôle se traduit par une inflexion de l'écart type (ie de la variabilité) avec des essais plus individualisés pour chaque sujet. A noter cependant des patrons cinématiques remarquablement identiques (notion de style postural) qui peut être délétère ou préjudiciable s'il n'y a pas d'adaptabilité d'un essai à l'autre. En résumé, les premiers déplacements articulaires observés sont le fruit d'une composante passive, strictement dûe à la translation de plateforme, suivie d'une composante active plus tardive qui constitue quant à elle une réponse corrective à la perturbation.

Une telle description de la phase de pré-impact fait émerger deux conséquences qui nous paraissent importantes à prendre en considération: premièrement, la propagation de l'onde de choc implique des contraintes temporelles qui pourraient s'avérer cruciales et déterminantes dans la capacité de regain de l'équilibre. En effet, le corps est affecté d'un mouvement purement mécanique, imputable aux effets de la perturbation, et ce délai passif ne semble pouvoir être outre-passé en premier lieu. Il reste alors seulement la moitié du temps avant l'impact théorique, censé avoir lieu vers 700 ms. Deuxièmement, le corps est déformé d'une manière très spécifique à la perturbation, puisque la déformation subie parcourt le corps de manière ascendante selon une progression disto-proximale. Conformément à cette observation, nous avons émis l'hypothèse que les entrées sensorielles disponibles pour informer le SNC de la situation sont dès lors elles aussi spécifiques, et répliquent la séquentialité du décours temporel de la réponse: en d'autres termes, le flux de l'information sensorielle suivrait la même logique disto-proximale. Par-exemple, la tête étant le dernier segment touché par la déstabilisation du fait de sa distance à la zone perturbée, les informations visuelles et vestibulaires spécifiques à la perturbation sont non seulement réduites mais aussi peu pertinentes avant que la tête ne se déplace (incongruence des informations multimodalitaires).

Une interprétation alternative de ce phénomène pourrait consister à considérer que le délai temporel incompressible imposé par la biomécanique du corps, est non plus subi par l'individu (ie c'est un intervalle de temps au-cours duquel il ne lui est pas possible de réagir avant de tenter de maintenir son CM pour maintenir sa stabilité) ; mais au contraire exploité, si l'on considère que le comportement du système pluri-articulé est tel que le sujet dispose finalement d'un délai temporel supplémentaire. Autrement dit, les propriétés biomécaniques du corps pluriarticulé constitué de masses viscoélastiques sont telles qu'elles accordent suffisamment de temps au cerveau pour analyser la situation, traiter les informations et prendre une décision... (cf. théories intermittentes, conséquence de l'évolution,..). La phase passive semble donc temporellement incompressible, puisque la durée reste identique quelle que soit l'issue ou le sujet (à l'exception des 'stratégies' de laisser-faire). Elle ne peut donc pas être écourtée (à moins de faire intervenir des variables telles que la rigidité ou le tonus). Au total, immédiatement après le début de la perturbation, la phase de pré-impact se trouve donc tronquée de 150 ms environ. Comme il a été suggéré pour la régulation de l'équilibre statique debout (Winter, 1998 ; Brown et McGill 2008 ; Cholewicki *et coll.* 1999 ; Cresswell *et coll.* 1994 ; Moorhouse et Granada 2007 ; Solomonow *et coll.* 1998), les propriétés inertielles (raideur, amortissement,..) intrinsèques aux articulations, aux ligaments et au complexe musculotendineux joueraient donc un rôle majeur au début de la chute.

D'autres études mettent en évidence cet aspect d'irréductibilité temporelle. Il est possible de faire référence aux travaux précurseurs de *Do et coll.* en 1982 pour éclairer cette notion de délai temporel incompressible. D'après ses expériences consistant à relâcher vers l'avant et sans prévenir, un sujet retenu en position inclinée, la réaction posturale au déséquilibre pouvait être scindée en 2 phases biomécaniques : une première phase, qualifiée de « préparation au rattrapage », comprenant un temps de réaction (moy. 91 ms), remarquablement identique d'un individu à l'autre, un freinage de la chute ("*braking*") (variant de 184 à 237 ms selon les sujets) et le début du "*swing*" marquée par le lever de pied pour initier un pas (allant de 236 à 328 ms). La seconde phase dite « de rattrapage » se caractérise par l'exécution du pas. Elle était beaucoup plus variable (cf. durée, longueur, vitesse d'exécution du pas) et adaptable (selon les conditions de perturbation initiale telle que l'inclinaison du sujet par exemple) que la première phase, dont le processus semble invariable/invariant d'un sujet à l'autre et quelles que soient les caractéristiques de départ (en termes de durée et de mécanismes)

4.2. Description qualitative des réponses posturales

Si l'on prend l'exemple d'une translation vers l'arrière, le comportement observé peut être décrit de la manière suivante: la posture orthostatique initiale implique d'abord que le CM se projette légèrement en avant de l'articulation de la cheville. Etant donné que la gravité s'exerce verticalement, un faible moment net en torsion s'exerce à la cheville et les muscles postérieurs de la cheville se contractent pour pouvoir le contrer (activité antigravitaire). Au moment de la translation, si l'on suppose que le coefficient de friction est suffisant, les pieds vont se déplacer avec la plateforme, tandis que l'inertie aura pour effet de maintenir le centre de masse là où il se trouve. Cela impose une rotation autour de la cheville et engendre une position inclinée vers l'avant. Le CM se projette désormais encore plus loin devant la cheville qu'avant ; le moment s'exerçant autour de la cheville est plus important et ne peut plus être compensé par le seul tonus des extenseurs avoisinant l'articulation, ce qui augmente l'inclinaison. L'état de déséquilibre était atteint si le CM franchissait les limites de la BS. Suivant les conseils de *Pai et coll. (1998)* nous avons associé à la position du CM l'étude de sa vitesse pour préciser au mieux l'atteinte d'un état de déséquilibre. L'équilibre se retrouve donc lorsque le CM se projette au niveau de la BS et/ou avec une vitesse suffisamment faible pour qu'à court terme il puisse y rester suffisamment longtemps de façon à ce que le sujet regagne une certaine stabilité. Une manière d'éviter le déséquilibre consiste à augmenter le moment musculaire en opposition au moment externe. Le mouvement du CM peut ainsi être ralenti en générant rapidement un moment musculaire au niveau des chevilles, des hanches ou d'autres articulations (comme les genoux). Lorsque la posture debout est perturbée, les réponses musculaires peuvent alors suffire à corriger les effets de la perturbation : la position debout est rétablie sans qu'il y ait nécessité de faire un pas (*Allum, 2008*). Ces réponses sont obtenues de manière simultanée dans plusieurs segments corporels, avec des latences allant de 90 à 120 ms (*Diener et coll. 1988; Henry et coll. 1998; Allum et coll. 1995, 2002*). De telles réactions de correction de l'équilibre sont précédées par des réponses réflexes d'étirement et de décharge au niveau de la cheville et de la hanche, avec des délais d'activation allant de 25 à 80 ms (*Bloem et coll. 2000, 2002; Allum et coll. 2003*). Le déplacement du CM en sens opposé à la perturbation peut aussi être compensé par des déplacements segmentaires de type inclinaison du tronc ou un mouvement compensateur des bras. Il est aussi possible de retrouver sa stabilité en modifiant rapidement sa base de support, une stratégie qui fournit plusieurs avantages biomécaniques.

D'après nos résultats, la première remarque à effectuer concerne la rareté des stratégies à support fixe et lorsqu'elles sont apparues, seules, elles étaient rendues fonctionnelles par un mouvement des bras, de la cheville ou de la hanche, et efficaces uniquement en condition lente. Lorsque de petites perturbations posturales étaient appliquées, certains sujets préféraient bouger de façon prédominante autour de la cheville de façon à conserver les genoux et les hanches relativement immobiles (Nashner, 1977). Horak et Nashner (1986) avaient noté cette prévalence de la stratégie de cheville qui devient toutefois trop coûteuse lorsque l'on augmente la vitesse de la perturbation. Pour de plus fortes perturbations, la flexion s'effectuait plutôt par rapport aux hanches avec de petits mouvements en sens opposé des chevilles, gardant les genoux relativement droits. Il y avait aussi un effet de la direction de la translation sur la réponse posturale, les réponses à support fixe étant plus fréquentes lors de perturbations médio-latérales lente. Nous émettons l'hypothèse qu'il existe un mécanisme de contrôle différent dans ces conditions (chargement/déchargement et transfert de poids) (Küng et coll. 2009)

Si les stratégies à SF étaient rarement déployées de façon isolée, nos résultats démontrent en revanche qu'elles n'étaient pas pour autant inexistantes: elles précédaient les réactions à CS. Dans le cadre de cette étude, ces réactions à CS impliquaient la prise d'un pas (et même dans la plupart des cas, de plusieurs pas) car il n'y avait pas de support à proximité (pour une action d'« attraper » éventuelle). Cependant, certains chuteurs déployaient un mouvement de flexion au niveau du coude, traduisant selon nous une action dirigée vers le but de se rattraper au harnais. Ces réactions à CS jouent un rôle fonctionnel vital pour éviter une chute : comme l'avait constaté Maki (1995), elles étaient les seuls recours lors des perturbations importantes et leur absence la signature d'une chute garantie. Quand on est sur le point de tomber, cette stratégie à CS est nécessaire, les moments générés aux différents niveaux articulaires deviennent effectivement insuffisants. Nous n'avons pas observé aussi distinctement que certaines études des réactions posturales différentes selon l'intensité de la perturbation et notamment une ségrégation des stratégies SF et CS, exception faite de la condition médiolatérale pour laquelle en condition rapide, les stratégies à CS deviennent largement majoritaires, tandis qu'en lent, la réponse à support fixe est privilégiée. En effet, nos résultats montrent que le(s) pas de rattrapage étaient aussi prévalents lorsque la perturbation est relativement faible, en concordance avec la littérature (Maki et McIlroy, 1997) ; certains sujets (ab)usant de manière préférentielle voire permanente la stratégie de CS, quand bien même la perturbation est si faible qu'elle ne menace pas leur stabilité (cf. faible inclinaison verticale du corps, CMp à l'intérieur de la base de sustentation, TTC) et qu'un pas n'était pas nécessaire.

Le déclenchement d'un pas était même parfois plus précoce en condition lente. Il y a plusieurs interprétations possible de cette précocité de réponse : selon la théorie du contrôle parallèle, le pas est préprogrammé parallèlement à la stratégie à support fixe et apparaît donc rapidement ; cependant, d'après ce postulat théorique le sujet peut décider ou non de faire apparaître en fonction des besoins ressentis, des exigences de la situation. Il aurait donc dû être capable d'éteindre cette réaction dans le cas d'une faible translation de plateforme. Nous avons émis deux hypothèses: la stratégie était présélectionnée, préprogrammée « par défaut », et révèle éventuellement un trait d'anxiété, ou bien l'imprévisibilité des conditions de perturbation exerçait un tel effet sur l'état mental du sujet qu'il anticipait l'intensité de la perturbation à venir et modulait sa première réponse (modulation du réflexe myotatique). Cela correspond au phénomène de « presetting » décrit par Diener (1984), qui conduit à

anticiper une stratégie de réponse. Ce phénomène a pour conséquence l'apparition de réactions parfois « exagérées », voire inadaptées (multiples pas,,), pis, qui menacent encore davantage sa stabilité ! D'autre part, nous avons observé quelques essais au cours desquels une régulation « en ligne » était visiblement exercée (Jacobs *et* Horak 2007) ; par exemple, le sujet initiait un pas (début de swing) mais l'interrompait avant de toucher le sol et se ravisait en reposant le pied à l'endroit initial. Ces modifications de stratégie sont le témoin d'une modulation centrale corticale tardive c'est à dire d'une intervention du cortex cérébral suite à l'évaluation de la réponse posturale lancée de manière précoce, qui se serait finalement avérée inefficace ou inappropriée. Ceci est un éventuel axe d'approfondissement pour des recherches futures.

4.3. Hypothèses sur les causes de la chute

4.3.1. Sensibilité et Variabilité inter-individuelle à la chute

Un effet-sujet était systématique sur toutes les variables dépendantes, et a donc été pris en compte dans l'analyse statistique (ajustement sur le sujet dans le modèle linéaire généralisé). Une variabilité inter-individuelle importante a effectivement été constatée, concernant l'issue des essais (cf. scores d'équilibre enregistrés) mais qui se prolongeait aussi dans les réponses posturales mises en oeuvre. Concernant la chute, les individus pouvaient se classer en trois catégories: les sujets qui tombent toujours ou beaucoup, les sujets qui tombent rarement ou jamais et ceux qui parfois se rattrapent, parfois tombent. La constitution de ces groupes était légèrement modifiée selon la direction de la perturbation. La majorité des sujets appartenait néanmoins au groupe intermédiaire, mais il faut souligner la forte disparité et l'écart important entre les deux autres groupes (« toujours » vs. « jamais »)

Les variables explicatives de la récurrence d'une chute auraient pu être liées à des propriétés intrinsèques, caractéristiques qui rendraient certains individus plus à risques de chute avant même que l'expérience ne débute. Les spécificités de la perturbation qui est appliquée pouvaient en effet rendre certains sujets plus vulnérables à la déstabilisation, comme les individus les plus petits et/ou les plus légers. En l'absence d'une réponse active, nous pouvons supposer que les participants les plus légers ont moins de résistance inertielle et expérimentent de plus fortes accélérations (traduite par le déplacement passif du corps). Sturnieks *et coll.* (2012) ont par-ailleurs montré que le poids du sujet influence le seuil auquel un pas doit être initié. Bien que nous n'ayons pas identifié ici d'effet significatif de la taille, de la masse ou d'une autre variable intrinsèque connue, des tendances sont apparues, confirmant ce qui a déjà été suspecté. Notre petit échantillon ne permet pas de tirer des conclusions définitives; et d'autres expériences sont requises pour une évaluation correcte de l'effet des variables précédemment citées : par-exemple, il serait intéressant à l'avenir de mener des pré-tests pour adapter l'intensité de la perturbation de telle sorte qu'il affecte chaque personne de façon similaire. Dans tous les cas, cette absence d'effet significatif était en accord avec nos attentes, car le groupe d'étude a été constitué de façon à ce qu'il soit le plus homogène que possible. Cependant, le recrutement étant basé sur le volontariat, une dispersion des données était inévitable.

Il faut aussi souligner la forte variabilité inter-individuelle dans les réponses posturales observées. Par-contre la consistance est remarquable au niveau intra-individuel. En effet, considérant tous les individus et tous les essais, les patrons cinématiques individuels sont identifiables et singulièrement reproduits de façon stricte d'un essai à l'autre, comme si le sujet avait adopté un archétype de stratégie de réponse

posturale. Cette « non-adaptation » peut s'avérer dommageable si la stratégie mise en œuvre conduit systématiquement à une chute.

Une hétérogénéité des fonctions sensorimotrices existe chez le sujet sain. Au-niveau sensoriel la façon dont le SNC traite les informations sensorielles dépend de l'expérience sensorimotrice de chaque individu, façonnée par l'âge, les sports pratiqués, les métiers, et sans doute par des facteurs génétiques (Chambaz, 2009). Chacun tend à développer une préférence pour une modalité sensorielle particulière, qui est alors sollicitée (et/ou utilisée) de façon prédominante. La préférence visuelle semble être la plus fréquente, et a en tout cas été bien décrite. Elle est courante chez les personnes âgées, les patients atteints de la maladie de Parkinson, d'une pathologie vestibulaire ou suite à un AVC. Cette sélection systématique d'un mode perceptif s'avère peu adaptée pour répondre à une situation nouvelle ou inattendue ; c'est donc un mode de fonctionnement susceptible d'entraîner une chute.

L'utilisation des informations sensorielles dépend aussi du type d'activité physique pratiquée. Golomer *et coll.* (1998) ont évalué le contrôle postural et les tactiques d'équilibration sur une plate-forme mobile servo-commandée selon la spécialité sportive : des différences inter-individuelles sont apparues ; par exemple, les acrobates et les véliplanchistes étaient les plus stables, les premiers probablement à cause d'une très bonne représentation interne du schéma corporel (Pozzo *et coll.* 1989) ; les seconds du fait d'une bonne sensibilité cutanée plantaire (Berger *et coll.* 1990). Dans leur étude, Crémieux *et Mesure* (1994) montrent quant à eux que l'équilibre des judokas est moins visuo-dépendant que celui des danseuses ; et que le contrôle postural des judokas confirmés est plus effectif que celui des novices, ce dans différentes conditions expérimentales (sol dur/mou, éclairage normal/stroboscopique).

La condition physique est donc associée à des capacités posturales différentes. « *Les sportifs possèdent une maîtrise admirable de leur propre verticalité* » (D. Riva). Un sujet sportif démontre des stratégies et tactiques d'équilibration spécifiques. Placés sur une plateforme à bascule, les sportifs adoptent une régulation de type "top down" : ce sont les membres inférieurs qui doivent s'adapter à la verticalité du tronc ; or dans la population générale, même non pathologique, nous faisons le contraire: l'influence s'exerce de bas en haut i.e. on balance le corps et on utilise les bras pour compenser les déséquilibres de la base. Le tronc doit rattraper les déséquilibres du pied. La stabilité de la jambe d'appui est compromise, par conséquent, la totalité de la stabilité posturale sera grossière. Riva *et Trevisson* (2004) ont ainsi montré qu'une stratégie visuo-proprioceptive caractérisait les champions et qu'une stratégie vestibulaire, au contrôle plus imprécis caractérise le sédentaire, à l'image du « *chêne et du roseau* » (Goetghebuer, 2002). Les changements de position et accélération auxquels la tête est soumise prennent le dessus, les latences sont supérieures, le sujet se base sur des mouvements continus du tronc, des hanches, des membres supérieurs, toujours excessifs par rapport à la situation biomécanique à gérer.). L'effet de la condition physique et de la spécialité sportive, de la familiarisation à la chute et de la fréquentation quotidienne ou non des transports publics (bus, métro) mériterait donc d'être étudié par la suite.

Enfin, une autre tendance observée concerne les femmes, qui tomberaient plus que les hommes. Ce résultat a été observé par-ailleurs mais n'a jamais suscité d'études spécifiques. Les raisons sous-jacentes à ce constat récurrent constituent donc une question ouverte : est-ce en raison de critères biomécaniques et si oui, lesquels ? En effet, une explication possible pourrait être liée aux différences

anatomiques (structure du pelvis notamment) : parmi les résultats connus dans la littérature sur les différences liées au sexe, lors d'un pas médiolatéral, les femmes choisiraient plutôt de croiser la jambe oscillante derrière la jambe d'appui quand les hommes adoptent plus rarement cette stratégie) ; la différence se joue t-elle du fait d'un câblage neuronal spécifique, de spécificités qui nous viennent de l'évolution, ou les facteurs sont-ils plus psychologique ? On sait aussi que l'amplitude et la latence d'un startle varie avec l'âge et le sexe (Kofler *et coll.* 2001) : les femmes ont une probabilité plus élevée de SR et des réponses plus importantes ; les personnes âgées ont des réponses plus élevées au niveau des muscles des jambes (pas au niveau facial/cervical); Les femmes seraient aussi plus enclines à se rigidifier, en écartant les corrélations possibles liées à au poids ou à la taille (Vibert *et coll.* 2001, 2006)

Pour conclure, il faut aussi considérer quelques biais méthodologiques éventuels, comme l'interprétation de la consigne selon les sujets : les instructions données aux sujets étaient simples ('essayer de se rattraper'), mais nous avons assisté pour certains à une stratégie de « laisser faire ». Le fait de porter un harnais pourrait avoir été source de malentendus. De manière générale, certains facteurs psychologiques non évalués dans l'étude pourraient expliquer l'hétérogénéité des réponses: anxiété, interprétation des consignes, connaissance de l'objet de l'étude, proximité affective, motivation,...

4.3.2. Occurrence de la chute et caractéristiques de la perturbation

Des études précédentes, utilisant le paradigme de la plateforme mobile ont montré que des facteurs tels que la direction, la vitesse et l'amplitude de la perturbation ; mais aussi la posture initiale et la configuration de la surface influencent la réponse posturale à la perturbation (Diener *et coll.* 1998 ; Henry *et coll.* 1998 ; Horak, 1996 ; Horak *et Macpherson*, 1996 ; Inglis *et coll.* 1994 ; Runge *et coll.* 1999) et ce, indépendamment de processus cognitifs impliqués dans le maintien de la posture. Ici, des différences notables en fonction de la vitesse et la direction et en termes de latence et amplitudes musculaires, mais aussi sur la cinématique du tronc, de la tête et des segments distaux ont également été décrites. Par exemple, avec une accélération plus forte, l'amplitude est augmentée, les latences sont plus courtes, et les angles articulaires à amplitude plus élevée. Ces différences contribuent certainement à l'issue favorable ou non de l'essai. Lors d'une perturbation lente, l'amplitude du balancement du corps ("*body sway*") est moins importante, et le CM continue de surplomber la BS dans le meilleur des cas, ce qui permet un maintien de la stabilité (Keshner, 1988).

L'accélération du stimulus serait un régulateur puissant des réponses réflexes lors du contrôle de la posture perturbée et par-conséquent, est importante à considérer (Siegmund *et coll.* 2002, Siegmund *et Blouin*, 2009). Pour d'autres, ce serait la secousse⁵ qui implique que le contrôle sensorimoteur échoue à protéger le cou (ex : dans le cas du whiplash) et qui serait responsable d'issues fatales (Vibert *et coll.* 2001; Hynes & Dickey, 2008 ; ou Deng *et Hell* sur la mécanique du cou de cadavre en réponse à des chocs).

Au-niveau directionnel global, les translations vers l'avant conduisent à davantage de chutes que les autres directions. La marge de stabilité est réduite lors d'une translation vers l'avant qui induit un déséquilibre arrière. En effet, le CM se trouve plus près des limites de la BS et la distance au talon est réduite, donc il dépasse vite les limites de stabilité. De plus, la perte du contact a lieu plus rapidement

⁵ "Jerk", *the time rate change of acceleration at the leading edge of the collision pulse*

que dans les autres directions car la liaison pied-plateforme est ponctuelle, contrairement à l'appui-plan représenté par la sole plantaire dans la direction antérieure. En effet, lorsque le sujet tombe en avant, le pied peut s'articuler et le rôle des orteils est sans doute important dans la régulation de l'équilibre. L'appréhension de l'espace arrière pourvoit aussi probablement à l'augmentation des chutes dans cette direction. La seconde direction la plus « risquée » est la translation contralatérale à l'appui dominant, ce qui peut se comprendre par une fragilité ou une maladresse peut être accentuées du côté non dominant pour soutenir le poids du corps et/ou initier un pas médiolatéral à la trajectoire nécessairement complexe pour se rattraper. D'autre part, le contrôle de la stabilité latérale peut s'avérer plus difficile puisqu'il existe des restrictions anatomiques pour le déplacement médiolatéral du pied et le CM se déplace et perturbe le déchargement de la jambe oscillante. Il existe en outre dans chaque patron de réponse la potentialité d'une collision entre le pied du membre oscillant et le membre de support. Au vu de quelques essais médiolateraux, il semble qu'au lieu de tomber sur le côté, le sujet cherche à se replacer les deux mains dans l'axe de chute grâce à une rotation longitudinale (système « archaïque » et comportement du *"kinpig"*) : la perturbation déclenche une rotation : pour préparer la chute sur le côté, le sujet fait en sorte de se tourner pour tomber vers l'avant ou l'arrière pour se replacer dans une logique antéropostérieure selon laquelle l'homme serait construit et qui permet en plus d'avoir davantage de degrés de liberté.

Pour réaliser un «vrai» pas latéral, le système de contrôle postural doit résoudre les interactions potentielles et les *"trade-offs"* entre la sélection de la jambe de swing, la préparation de la décharge de la jambe de swing, la formulation de sa trajectoire,... La jambe déchargée par la perturbation semble préférée pour initier un pas compensateur, comme dans l'étude de Maki *et coll.* (1996) où dans 96%, la stratégie prédominante est de déplacer la jambe déchargée mécaniquement par la perturbation (cela offre la possibilité de lever le pied plus rapidement, par contre, il requiert une trajectoire de swing plus longue et plus complexe, par rapport aux réponses où c'est la jambe chargée par la perturbation qui effectue le swing); or celle-ci ne correspond pas forcément à la jambe «préférée» pour le faire: l'asymétrie qui nous caractérise peut rendre à l'inverse, l'exécution du pas plus délicate. Nous avons, par nos expériences respectives, « rendu » une jambe plus spécialisée dans la force, la prise d'appui et l'autre côté se caractérise par plus d'agilité. *La sélection de la jambe affecte-t-elle le temps requis pour décharger et soulever le pied ? En quoi la jambe sélectionnée affecte la longueur et la durée de la trajectoire de swing ? Comment la déstabilisation latérale affecte le temps requis pour décharger et soulever le pied; la longueur et la durée du swing ?*

Il est possible que l'appui préférentiel dominant joue un rôle dans ces réponses de rééquilibration. En effet, le choix de la stratégie semble aussi dépendre du côté dominant, un résultat retrouvé par ailleurs: pour 5 des 10 sujets, la CSR utilisée pour se rattraper lors d'une ST latérale est liée à la direction de la perturbation. 3 des 5 sujets utilisent une CO lorsque la perturbation est dirigée d'un côté et une SS lorsque la plateforme se déplace dans le sens opposé. Ainsi, pour ces sujets, c'est le même membre qui est utilisé pour étendre la BS. Etant donné que les sujets ne sont pas tombés, ces résultats représentent un système flexible qui permet une sélection de stratégies de rattrapage multiples, permettant d'optimiser des paramètres contextuels qui restent à identifier. Quoiqu'il en soit, Maki *et coll.* (1994) et Claudino *et coll.* (2013) ont montré, en quantifiant les réponses posturales à des translations de surface latérales, que l'instabilité latérale était associée à des chutes dans le passé et un bon prédicteur de risque futur de chute chez les personnes âgées.

4.3.3. Caractérisation de l'échec des mécanismes de rééquilibration

Nous savons que la survenue d'une chute est essentiellement liée à la capacité ou non du sujet à réagir promptement à une perturbation externe inattendue. Si tant est qu'il réagisse c'est à dire qu'une réaction est mise en oeuvre, même si cela ne garantit pas la réussite et le succès du rattrapage. En effet, les résultats montrent que dans certains cas, il y a une absence de réaction interprétée de deux façons: soit car la présence du harnais introduit un tel biais qu'il induit une inhibition des réactions; soit parce que le niveau de perturbation est trop élevé par rapport aux caractéristiques intrinsèques des sujets particulièrement concernés ie "adeptes" de ce type de stratégie (si c'en est une).

Pour générer des réponses appropriées, deux processus sont requis : la réponse doit être adaptée à la direction de la perturbation; et elle doit aussi être « normalisée » en amplitude selon l'intensité de la perturbation. La spécificité directionnelle a été mise en évidence à plusieurs niveaux dans notre étude. A noter aussi qu'il faut tenir compte du « *tuning directionnel* » des muscles, généralement aligné avec leur ligne d'action (MacPherson 1988 ; Henry *et coll.* 1998 ; Carpenter *et coll.* 1999).

Un pas... vers le rattrapage ?

Bien que les causes à l'origine d'une chute soient variées et complexes, un facteur critique réside dans la capacité à répondre de manière efficace à une perturbation de l'équilibre (e.g. glissades, trébuchements, collisions ou autres interactions avec l'environnement, effets déstabilisants d'un mouvement volontaire,) (Maki *et McIlroy*, 2003). Le pas fait partie des stratégies de rééquilibration incontournables dans le cadre d'une perturbation imprévisible. En condition rapide, la présence d'un pas est même indispensable pour se rattraper ; ce qui n'est pas le cas en condition lente. Nos résultats confirment ce constat qui avait déjà été observé dans les études de Maki *et coll.* Néanmoins, les caractéristiques du 1^{er} pas semblent tout autant déterminantes dans l'issue de l'essai, en particulier pour les directions de perturbation antérieures et médiolatérales. Par exemple, en condition Ff, si les pas sont déclenchés au même moment pour les essais chute et rattrapage, les chuteurs présentent un pas plus court, en durée comme en longueur, ce qui implique probablement la hauteur maximale atteinte par le pied plus faible. Ces caractéristiques ne doivent pas permettre de « rattraper » le CM à l'issue du 1^{er} pas, ce qui serait décisif pour la suite. Ainsi, l'intérêt de bien paramétrer le premier pas est d'autant plus élevé que s'il est inadéquat pour arrêter le moment généré par le corps et restaurer l'équilibre, d'autres pas seront nécessaires. De plus, on a montré qu'il y a une augmentation facteur 6 du risque de chute future chez les sujets qui adoptent la stratégie de « pas multiples » suite à une perturbation (Mille *et coll.* 2005, Hsiao *et Robinovitch* 2001). Par-exemple, Pai *et coll.* (1998) indiquent le 1^{er} pas doit être adéquat en termes de vitesse, longueur et puissance pour maintenir le CM dans les limites de stabilité. Si un pas semble indispensable, il nous restait une question subsidiaire à laquelle nous sommes désormais en capacité de répondre, à savoir : la réalisation d'un pas est-elle une condition nécessaire et suffisante pour garantir le rattrapage ? Quels paramètres sont susceptibles de favoriser et signer le succès d'une telle stratégie ? En effet, s'il n'est pas réalisé correctement, le pas peut aussi se révéler comme un facteur précipitant la chute. Les défaillances peuvent se situer à différents niveaux : la latence, la durée, la longueur, le placement du pied,. Certaines études ont ainsi isolé certains paramètres du pas et mis en exergue leur importance (comme la longueur minimale, la relation de la latence d'initiation avec l'état de déséquilibre,) mais aucune étude n'a pour l'instant clairement défini les facteurs associés à la réalisation d'un pas susceptibles de garantir le rattrapage ou au contraire, d'exposer au risque de chute. Selon

Sturnieks *et coll.* (2012) un pas approprié provient d'une évaluation sensorielle de l'état du corps et une décision fait en considération de la capacité individuelle neuromusculaire.

Mécanismes liés au pas favorisant une chute

Lors de l'initiation d'un pas volontaire, les personnes âgées sont plus lentes que les jeunes adultes ; par contre, cette différence semble s'annuler lors d'un pas compensateur où ils sont aussi rapides que les jeunes adultes (Luchies, 1999). Le "Timing" du pas et son calibrage ("scaling") sont souvent similaires; mais les études diffèrent sur ce dernier aspect. Dans notre étude, le paramétrage du pas est un facteur augmentant la probabilité de chuter.

Latence

Les latences sont difficiles à comparer en tant que telles car les protocoles et situations expérimentales sont, comme nous l'avons précisé, très différents d'une étude à l'autre : par exemple, la situation peut être simple en termes de choix, de sélection de stratégie et de prise de décision ou à choix multiple (droite vs. gauche comme dans l'étude de Hurt *et coll.* (2011) où l'initiation du pas avait lieu vers 200 ms) ; le sujet peut être retenu en position inclinée, avec une direction de chute connue à l'avance et un déséquilibre initial qui peut réduire le temps sinon d'initiation, au moins de réalisation du pas (Do, 1982). Dans cette étude, il avait lieu après 293 ms en moyenne. Les groupes peuvent varier (sujets jeunes, âgés, chuteurs,..) (exemple de latences de pas affectées par l'âge : 155ms OA vs. 145 YA (Jensen *et coll.* 2001). Ou enfin, le critère choisi pour déterminer le début du pas peut être différent d'un travail à l'autre (début du transfert du poids ? début du toe off ? ...) Néanmoins, un point commun relie de nombreuses études et constitue aussi le résultat de notre étude en condition antéro-postérieure: les latences d'initiation du pas sont remarquablement constantes d'un individu à l'autre (à moins de varier les consignes), et ce quel que soit le groupe d'appartenance des sujets considérés. Il n'y a pas de variation intra-individuelle au niveau du "Toe Off", ce que Do (1982) a interprété par l'existence d'un délai physiologique dont l'expression mécanique est le temps nécessaire pour déplacer le pied de la jambe de "Swing". En effet, si l'on définit le but d'un ajustement postural associé à un mouvement comme le fait de rendre possible le déplacement d'un segment qui supportait une partie du poids corporel (Massion *et Gahery*, 1979), l'intervalle de temps qui ne dépend pas de l'inclinaison initiale est la durée minimale nécessaire pour réaliser cette fonction. Il y aurait donc un délai temporel minimal nécessaire pour réaliser un pas. En variant les conditions et/ou les consignes (faire un pas long, rapide ou court ; pentes d'inclinaison), le déclenchement du pas peut être légèrement avancé (250 ms) (Do, 1999) ; probablement à cause des contraintes biomécaniques et des processus cognitifs sous-jacents tels que l'interprétation des instructions et l'évaluation du risque de chute.

En condition médiolatérale rapide, la latence du 1^{er} pas est une variable discriminante entre les essais conduisant à une chute et ceux conduisant à un rattrapage. La latence de déclenchement du pas dans les chutes est significativement supérieure, et la différence est encore plus marquée en condition "Leftward". Cette tendance à retarder l'initiation d'un pas peut s'expliquer par la volonté de limiter le déséquilibre induit par un appui unipodal et/ou l'erreur stratégique consistant à penser que les ajustements posturaux initiaux i.e. précédents suffiraient à regagner un état de stabilité. Cependant, plus la latence entre le début de la perturbation (PO) et le lever du pied du pas de rattrapage est longue (pas initié trop tard), plus le temps disponible pour contrôler la cinématique du CM (recapture) subissant les

effets de la perturbation est limité. Si l'on compare la latence du pas médiolatéral à la direction antéro-postérieure, on constate, à l'instar de [Maki et coll. \(1996\)](#), que l'introduction d'une composante latérale conduit à une diminution de la latence du toe-off de 20% (90ms), une augmentation de la longueur du pas de 20% (7 cm) et une augmentation de la durée de la phase oscillante de 70% (110 ms). Les résultats montrent qu'une réponse de pas compensateur à une perturbation non-sagittale est fortement influencée par les contraintes biomécaniques et les affordances, qui n'affectent pas autant le pas antéro-postérieur d'un point de vue comportemental.

Un intervalle de temps optimal semble prévaloir à l'initiation d'un « bon » pas de rattrapage : il se situe, d'après les analyses multivariées (cf. [Annexe 13](#)) aux alentours de 240ms. Paradoxalement, un pas initié trop tôt serait donc aussi défavorable au rattrapage, en étant une réponse stéréotypée pré-définie mal calibrée par-rapport à la perturbation initiale et au déséquilibre qui s'en est suivi. En effet, un pas prématuré n'est pas guidé par des influx sensoriels adéquats sur l'état corporel. Par-conséquent, la réponse qui s'ensuit sera mal définie (en direction, amplitude, ...) et pourra nécessiter des pas supplémentaires. De plus, un pas initié plus tard, alors que le corps a immiscé une chute, s'accompagne de contractions musculaires excentriques peut-être plus efficaces. D'ailleurs, de nombreuses études montrent que les personnes âgées notamment chuteuses, ont tendance à faire un pas très tôt, or un compromis est à trouver entre plusieurs facteurs.

Enfin, les résultats liés au TTC, et particulièrement le TTC lim, qui présente une forte corrélation avec l'initiation du pas nous conduisent à penser que la variable contrôlée est le CM. Ce résultat est confirmé par la modélisation proposée par [Hasson et coll. \(2009\)](#), qui montre une prédiction satisfaisante : il suggère que TTC, (calculé sur le modèle de Hof) peut fonctionner comme un paramètre de contrôle, en influençant la décision du système de contrôle postural quant à la transition entre un état stationnaire et le déclenchement d'un pas. Il reste à éclaircir si la variable de contrôle c'est l'instant, ou si c'est la distance (à la frontière).

Longueur

Des résultats expérimentaux montrent qu'en augmentant l'intensité de la perturbation, la longueur du pas de rattrapage augmente elle aussi ([Hsiao et Robinovitch 1999](#) ; [Wojcik et coll. 1999](#) ; [Do et coll. 1982](#)), ce qu'on retrouvait surtout lors d'une translation vers l'arrière dans notre étude. En condition rapide, qui suscite le plus de chutes, la longueur du pas apparaît comme un facteur critique susceptible d'influencer l'issue de la tentative de rattrapage. Par exemple, lors d'une translation vers l'avant (lente ou rapide), les essais conduisant à une chute se caractérisent notamment par une longueur de pas plus faible dans les chutes ($p=0,02$). Ce résultat restait valide lorsque la longueur était rapportée à la taille du sujet (normalisation, %) Une longueur de pas moins importante a également été notée par [Thelen \(2000\)](#) chez les personnes âgées (91 cm soit 22% de moins que les JA) ainsi qu'une vitesse maximale de pas plus lente (-26%). En modélisant la longueur minimale d'un pas en fonction de l'état du CM ou selon la présence ou non d'autres pas successifs, [Wu et coll. \(2007\)](#) ont montré qu'une vitesse initiale antérieure (vers l'avant) du CM associé à une excursion de plus grande amplitude requièrent une longueur minimale de pas correspondante plus grande pour pouvoir se rattraper i.e. nécessitent d'augmenter la longueur du pas. Ces résultats se basent sur la simulation du montant d'énergie mécanique en excès qui peut être absorbé en fonction de la longueur du pas et du travail articulaire

excentrique correspondant qui peut être généré en un seul pas (par-exemple). Ainsi, si une personne peut augmenter la longueur du pas, il est possible de produire un travail mécanique aux articulations plus importants et absorber plus d'énergie déstabilisatrice. Par contre, si le travail mécanique généré dans un petit pas est insuffisant pour absorber la quantité d'énergie mécanique pour le rattrapage, un autre pas serait requis pour poursuivre le processus de "braking". Enfin, il faut rappeler que la longueur minimale du pas de rattrapage dépend aussi de la force musculaire développée/-able au niveau de la cheville: plus elle est faible, plus la longueur minimale requise est grande (Wu *et coll.* 2007). Ainsi, même si les longueurs de pas ne diffèrent pas entre chuteurs et non-chuteurs, la prise en compte de caractéristiques individuelles telle que les forces musculaires pouvant être déployées aux articulations-clé serait à considérer.

Durée

Concernant la durée du pas, probablement corrélée aux variables de longueur/durée voire de latence, elle était plus courte chez les chuteurs (exemple: inférieure à 150 ms en Ff). Maki *et McIlroy* (1999) ont étudié les mouvements de pas rapides, réactions compensatoires prévalentes et fonctionnelles suite à une déstabilisation et ils ont développé un modèle pour étudier en quoi des contraintes placées sur la stabilité et la vitesse affectent le contrôle du placement du pied. D'après des données expérimentales et fournies par un modèle, une réalisation rapide du pas (durée du swing inférieure à 30 ms) pour ralentir le mouvement horizontal du CM engendre une base de support inadéquate. En l'étendant à 270 ms, le niveau de stabilité est maximal. Par-contre un pas d'une durée trop longue se traduit par une phase de simple appui prolongée qui favorise l'instabilité latérale.

Hauteur

La hauteur du pas est une variable biomécanique intéressante car la montée du pied jusqu'à une hauteur maximale témoigne de la capacité à aller contre les effets de la gravité. Une fois cette hauteur atteinte, le pied peut être « laissé aux bons soins » des lois physiques. La faible hauteur dans les essais Chute peut avoir des conséquences sur la projection du pied en avant et par suite, la longueur du pas. Il est donc important de mettre en relation plusieurs paramètres relatifs aux caractéristiques du pas, et les associer à la quantification de la stabilité.

Patron du déplacement des membres inférieurs en condition médiolatérale

Une perturbation médiolatérale induit un déplacement latéral du CM, relatif à la BS, et on peut formuler l'hypothèse selon laquelle cela permet un déchargement plus rapide de la jambe controlatérale pour préparer le levé du pied puis le balancement de la jambe. La stratégie consistant à déplacer la jambe déchargée (par le transfert du poids du corps induit par la perturbation) était prédominante : cette jambe était en effet choisie en large majorité (+85%) pour l'initiation du premier pas. Cela présente l'avantage de minimiser l'effort requis pour décharger la jambe de swing et cela compense les inconvénients à venir car deux stratégies restent alors possible : le "Cross-Over" (CO) vs. le "Side Step" (SS). Une stratégie alternative consisterait à faire un pas de côté, avec la jambe chargée mécaniquement suite à la perturbation ("loaded Side Step" LSS). Si le déchargement de cette jambe nécessite plus de temps (200 ms), la trajectoire du segment libre est en revanche plus simple et plus courte car le pied est simplement déplacé latéralement (durée du swing réduite de 240 ms, la longueur du pas réduite de 9 cm (Mille *et coll.* 2005, Maki *et coll.* 2000). Dans notre étude, cette dernière stratégie était peu fréquente ; par

contre les réactions de type “Cross-Over” sont régulièrement apparues (notamment à vitesse lente). Cependant, nous avons observé une nette différence dans la stratégie privilégiée lorsqu’elle est mise en regard de l’issue de l’essai: l’emploi d’une stratégie de SS était prédominant dans les essais conduisant à un rattrapage, tandis que les pas de CO étaient majoritaires dans les chutes. Selon la direction, cette stratégie peut être d’autant plus « risquée » (impliquant d’exécuter le pas avec la jambe non-dominante

Avantages & inconvénients des différentes stratégies de step latéral

La sélection/la mise en oeuvre d’une stratégie de CO requiert une trajectoire de swing plus longue et plus complexe pour croiser le pied (devant/derrrière) le corps tout en contournant la jambe d’appui. Cela engendre une durée de simple appui prolongée, pour que le sujet puisse déplacer son pied en circumduction par rapport à la jambe d’appui. Si le début de cette stratégie permet un lever de la jambe plus rapide que les réponses où la jambe chargée est déplacée, un délai s’impose donc ensuite. De plus, la trajectoire du membre libre en CO doit être contrôlée afin d’éviter une collision intersegmentaire (Maki *et coll.* 2000). Enfin, une stratégie en CO limite la distance avec laquelle la BS peut être étendue latéralement à cause de la longueur du membre servant au rattrapage et la position initiale de la jambe par rapport à celle qui servira d’appui. Les personnes âgées rencontrent d’ailleurs d’importantes difficultés suite à un CO pour contrôler leur stabilité. La sélection d’une séquence en SS (qui revient en fait à des « pas multiples ») évite quant à elle ces désagréments. En tout cas, l’avantage de ces réponses réside dans le fait que la nécessité d’une longue trajectoire est évitée, en bougeant le pied déchargé par la perturbation (en médial) avant un second pas (latéral) par le pied contralatéral. La séquence en side-step présente l’avantage de raccourcir la trajectoire du swing et de réduire la durée du simple appui. D’ailleurs, les pas SS semblent plus effectifs en termes de moyens disponibles pour retrouver une stabilité après une perturbation latérale. Les sujets qui emploient cette stratégie rétablissent une BS plus stable par rapport à ceux qui choisissent une LSS ou CO; malgré des déplacements similaires du pied de rattrapage dans le plan frontal. En témoignent également le fait que lors de SSS, il y a beaucoup moins souvent des réactions en extra, ce qui est consistant avec le fait que la réponse de CO est plus exigeante en termes de contrôle. *Les « pas multiples » sont-ils en soi une stratégie ou la correction d’un pas initial inadéquat pour restaurer l’équilibre ?* La *side-step* stratégie dépendrait du pré-planning. Cette stratégie apparaît dans seulement 3% des réponses sous la contrainte de consignes (“ne pas marcher”); mais leur prévalence passe à 43% quand les sujets répètent des essais, en l’absence de contraintes (Maki, 1996). En évitant les pas de CO en condition rapide, il s’agissait pour le sujet d’utiliser une stratégie proactive qui évite une durée de swing longue (pour les autres types de pas, la durée de swing est 50% plus courte). La tendance à éviter un pas de type *Cross-Over* peut donc refléter une difficulté à maintenir la stabilité pendant une phase de *swing* prolongée dans ce type de réaction et la tendance à le privilégier peut témoigner d’une mauvaise anticipation des conséquences sur la stabilité qui seront générées par le geste moteur qui s’appête à être effectué ; ou au contraire d’une personnalité « entrepreneuriale » i.e. à risques. Lors d’une perturbation médiolaterale et lorsque les sujets ne peuvent pas préplanifier un pas (comme ici), les résultats de la littérature diffèrent quant au choix privilégié par les chuteurs et/ou les personnes âgées en termes de stratégies : pour certains, elles utilisent plus le SS ; d’autres trouvent que la stratégie prédominante (87% des réponses) est le CO avec le pas déchargé par la perturbation et 10% des réponses sont des multiples pas (SS). Nous retiendrons en tout cas que les stratégies de CO

engendrent des contraintes biomécaniques plus fortes, qui lui confèrent un degré de risque/dangérosité plus élevé.

D'où vient la différence dans le paramétrage ?

Pourquoi le paramétrage du pas est-il différent quand les conditions initiales sont identiques et la population théoriquement homogène ? Plusieurs pistes de réponses sont envisageables : Il peut tout d'abord être intéressant d'interroger le « corrélat mécanique » d'une stratégie adoptée : le manque de force musculaire est en effet associé à la tendance à faire plusieurs pas (in Maki *et coll.* 2006) ; les personnes âgées dont la force est diminuée (Brooks *et Faulkner*, 1994 ; Doherty *et coll.* 1993 ; Binda *et coll.* 2003) préfèrent réaliser un pas plus long ou plusieurs pas pour se rattraper (McIlroy *et Maki*, 1996 ; Pavol *et coll.* 2001). Ce peut être aussi le résultat d'une stratégie (certes, mauvaise) : en effet, une foulée raccourcie associée à une reprise de contact du pied au sol plus précoce et/ou des pas multiples peuvent soit émerger en conséquence d'une instabilité après le 1^{er} pas, soit constituer une stratégie en soi, pré-planifiée par l'individu (in Maki *et coll.* 2006). Par exemple, plusieurs auteurs à l'image de Grabiner *et coll.* (2008) ont évoqué la « stratégie conservatrice » des personnes âgées notamment, par laquelle le sujet sacrifie la qualité du premier pas qui pourrait être synonyme d'un gain de stabilité, pour l'exécuter rapidement. Jensen *et coll.* (2001) ont aussi constaté la différence entre les individus privilégiant un pas qu'ils qualifient de « rapide » vs. « retardé ». Le parallèle avec les connaissances apportées par la neuro-économie est intéressant, car ce type de comportement s'applique dans différents domaines.

Mécanismes liés aux activités musculaires favorisant une chute

L'interprétation de certains résultats sur les activités musculaires a été présentée au fil de la section résultats. Néanmoins, nous mettrons notamment l'accent sur l'analyse EMG en relation avec le pas. Il convient tout d'abord de rappeler que la marche, l'initiation de la marche, l'initiation volontaire d'un simple pas et l'initiation d'un pas compensateur (déclenché par exemple suite à une translation de la surface de support) sont autant de situations différentes. Elles sont animées d'un but spécifique à la tâche qu'elles représentent (exemple : objectif de freinage à l'issue d'un simple pas, de propulsion et d'avancement du corps dans la marche ou de rattrapage,), ce qui a un effet sur la cinématique décrite. Elles impliquent par ailleurs des effets mécaniques et inertiels différents : par-exemple, une perturbation peut être facilitante vis-à-vis du déséquilibre initial qui doit être produit pour initier un pas ou à l'inverse entravante, l'initiation d'un pas représente la transition entre la posture devout et la marche, et s'apparente à une chute à contrôler en faisant un pas vers l'avant (in Sahel). Avant le lever du talon et le début de la phase d'exécution, le découplage du CP et du CM est permis grâce à un processus d'inhibition/activation du couple SOL/TA. Elles se traduisent par des patterns d'activation musculaire spécifiques. Les études de Brénière *et Do* (1987) notamment ont décrit les schémas habituels de l'activité motrice de la marche, et l'alternance de l'activité des muscles fléchisseurs et extenseurs de la hanche et de la cheville. Plus rares sont celles qui se sont attachées à distinguer l'initiation du simple pas et la marche ; néanmoins, on sait que les stratégies sont similaires, mais le premier scénario implique de programmer aussi le fait de s'arrêter (différence au niveau du pic de vitesse). De même, il existe autant de pas que de directions possible : un pas vers l'avant se distingue à certains niveaux d'un pas vers l'arrière (Jansen *et coll.* 2012), et plus encore vers le côté.

Suite à une translation vers l'avant, la contraction des muscles antérieurs (étirés) permettait théoriquement de compenser l'inclinaison arrière du corps. Ensuite, la contraction du ST permettait de soulever le pied et facilitait l'action "d'amener" de la jambe vers l'arrière. Elle était suivie de près par la contraction du TA, dont l'action favorisait le relevé du pied et le maintien de la flexion de la cheville pendant la phase de swing (Duysens; Kramer 1981 ; Thorstensson, 1986). A hauteur maximale du pied, le SOL et le RF se contractaient pour étendre la jambe. Finalement, les contractions du TA et du RF immédiatement suivies du ST concordant avec le reposé du pied au sol. Le RF était actif pour préparer l'atterrissage (posé du pied) mais aussi le déroulé du pied au sol (actif en début et milieu de phase d'appui). Le TA est aussi impliqué dans le déroulé du pied au sol. La raideur a été particulièrement étudiée dans le cadre du "landing", notamment lors de sauts ou de chutes de différentes hauteurs. Une stratégie commune consiste en effet à activer les muscles de support avant l'atterrissage. Cette activation se fait selon une organisation centrale anticipée, dont le timing est réglé par rapport à l'instant attendu du *touch down* (Santello, 2005) ; et l'amplitude selon la qualité de la surface au sol (Kamibayashi et Muro 2006).

Au-niveau du membre de support, nous avons constaté que la dynamique des activités musculaires dépendait des instants critiques de réalisation du pas (*Toe off*, *H max*, *Touch down*) En fait, c'est le membre oscillant qui est responsable de la mise en charge du membre d'appui (in Sahel). Le contrôle de l'équilibre postural exercé par la cheville d'appui a d'ailleurs été mis en évidence. La stabilité de la jambe d'appui tout au long de la phase unipodale fait partie des cinq priorités définies lors d'un cycle de mouvement de marche (dégagement au-dessus du sol du membre inférieur oscillant pendant la phase de simple appui, positionnement adéquat du membre inférieur à l'instant du déposé du talon, longueur du pas appropriée, conservation de l'énergie) (Perry, 1992 ; Gage et coll. 1995). Chez les chuteurs, les amplitudes au niveau du membre de support étaient plus faibles, par exemple au niveau du quadriceps ; ce qui pourrait être une source d'explication de l'échec à se rééquilibrer.

A l'aide d'un protocole consistant à faire trébucher le sujet, Pijnappels et coll. (2004) ont montré l'importance du membre d'appui, en particulier lors à l'initiation du pas de rattrapage ("*Toe-Off*") pour favoriser un (dé-)placement correct de la jambe oscillante et générer un moment angulaire approprié. Une réduction de la qualité du support (force membres inférieurs) peut augmenter le risque de chute chez les personnes âgées. De plus, ils notent aussi un moment à la cheville de plus faible amplitude et la genèse d'un moment au genou retardé dans le temps chez les chuteurs (Pijnappels et coll. 2005)

Suite à une translation vers l'arrière (pas vers l'avant), on sait que la co-activation des fléchisseurs et des extenseurs est nécessaire au maintien statique du tronc dans le plan sagittal autour de la verticale (Cholewicki et coll. 1997 ; Granata et Wilson 2001). Une inclinaison du tronc vers l'avant est responsable d'une augmentation de l'activité EMG dans les muscles paravertébraux en L5 (Arokoski et coll. 2001). De nouveau, on a constaté l'inverse chez les chuteurs (prédominance des RA). Concernant le membre oscillant, le jambier antérieur permettait la flexion dorsale de la cheville et le RF assurait la flexion de la hanche. L'activité du TA était importante dans cette période pour éviter le relâchement du pied, avant l'attaque du talon au sol en début de reprise d'appui (Courtine et coll. 2007). En phase de suspension, la flexion dorsale de la cheville impose en effet une inhibition des activités réflexes agissant sur les muscles de la flexion plantaire. Ensuite, une fois que le pied a atteint sa hauteur maximale, le SOL et le

ST se contractent en pleine phase oscillatoire ("*late swing*" pour les ischio-jambiers), facilitant le passage et l'extension de la jambe, avant de reprendre appui au sol. Enfin, avant de reposer le pied au sol, le TA et le RF étaient à nouveau activés, ce qui fournissait à la jambe la raideur suffisante pour empêcher l'écrasement au sol au moment du contact. Le deuxième pic d'activité du TA apparaît en effet au niveau du contact du talon au sol, et comme dans la littérature, on retrouve ici 2 pics d'activité identifiables au niveau des transitions : du *stance* au *swing* pour la flexion de cheville et du *swing* au *stance* pour décélérer la flexion plantaire). Au moment du contact, la contraction excentrique du jambier antérieur pour freiner la flexion plantaire et des extenseurs de la jambe sur la cuisse pour amortir l'appui (ainsi normalement que du grand fessier pour éviter la flexion de hanche) concourent à l'absorption de la force d'appui. Il faut reconnaître l'enregistrement incomplet des muscles impliqués dans le pas de rattrapage, puisque par exemple, lors d'un pas vers l'avant, on sait que la stabilisation horizontale du bassin est assurée par les moyens fessiers et les TFL ; ou encore qu'en phase de balancer, le couturier assure la flexion du genou.

Mécanismes associés à la contribution des bras

Un autre pattern moteur susceptible d'apparaître concerne la contribution des membres supérieurs à la rééquilibration. Le mouvement des bras a suscité notre attention car des réactions de flexion et/ou abduction survenaient quelle que soit la direction de la perturbation. Les rattrapages se sont vus précédés d'une amplitude importante au niveau de l'abduction par rapport aux chutes, tandis que ces dernières semblaient pour certaines privilégier un mouvement de flexion du coude. Pourtant, nous avons constaté chez les chuteurs un recrutement précoce et une activité initiale importante des deltoïdes, mais au regard de la cinématique, nous faisons l'hypothèse que ces réactions musculaires n'étaient pas fonctionnelles, c'est à dire mises au service de la compensation du déséquilibre. D'autre part, un mouvement initial passif des bras, en direction opposée à la perturbation, et de faible durée a été observé. Des résultats précédents obtenus sur de jeunes adultes ont suggéré que les bras pouvaient les aider à se rattraper lors de déstabilisations antéro-postérieures, et permettaient de diminuer le moment angulaire du tronc en réponse à une glissade ou en cas de trébuchements (Roos *et coll.* 2008 ; Pijnappels *et coll.* 2010 ; Troy *et coll.* 2009). Lors d'une perturbation médiolatérale, la contribution des bras était aussi visible: les pas s'accompagnent d'un mouvement asymétrique des membres supérieurs.

L'usage des bras contribue à récupérer leur équilibre et se traduit in fine par la capacité à minimiser les mouvements du tronc (*cf. déplacement du bras dans la direction de perturbation corrélé à l'excursion du tronc ; abduction maximale du bras atteinte avant le pic de flexion/inclinaison du tronc ?*). En effet, le déplacement du CM en sens opposé à la perturbation peut être compensé par des déplacements segmentaires de type inclinaison du tronc ou un mouvement compensateur des bras. Par exemple, suite à une perturbation latérale, les sujets montraient une abduction importante du bras dans la direction de la perturbation externe par-rapport au bras controlatéral. Hurt *et coll.* (2011) ont aussi observé une abduction du bras de plus grande amplitude du côté homolatéral à la direction de la perturbation (excursion 45% supérieure au bras controlatéral). Elle permet de créer un moment autour du CM local du tronc pour contrer, en partie, le moment net imposé par la déstabilisation latérale. Ainsi, l'abduction des bras augmente le moment d'inertie du haut du corps (HAT). En réduisant le mouvement du tronc, les bras pourraient faciliter le rattrapage. Le balancement des bras peut ainsi permettre en première instance de compenser le déséquilibre. Cependant, celle-ci peut parfois au contraire augmenter le déséquilibre si le mouvement

n'est pas réalisé dans une direction appropriée : lorsque le déplacement des bras se fait en direction de la chute, le mouvement accentue le déséquilibre en-cours, mais cela peut s'interpréter comme une réponse protectrice pour absorber l'impact futur de la chute. Maki *et coll.* (2006) montrent que les jeunes adultes et les personnes âgées présentent des mouvements en direction opposée. De plus ces réactions sont délayées dans le deuxième groupe et de plus faible amplitude. Cependant, plusieurs études ont montré que l'usage des bras était plus marqué chez des personnes âgées: les mouvements des bras sont plus amples et ils participent davantage à la réponse posturale (Maki *et coll.* 2000), notamment lors des stratégies en CO suite à une détabilisation latérale. De plus, des conditions permettant un apprentissage ou entraînement favorisent la réduction voire l'extinction de ces réactions (*souci esthétique ? économique ?*). Dans notre étude, les mouvements des membres supérieurs étaient très présents chez les chuteurs. Egalement plus prononcés dans la direction antéropostérieure et lors d'une forte accélération, ils pourraient constituer une réponse protectrice ou de type "startle" tel que Hsiao *et Robinovitch* (1998) l'ont montré. Néanmoins, l'analyse cinématique du bras associée à l'analyse de l'activité électromyographique des membres supérieurs a permis de mettre en évidence le rôle non fonctionnel de ces réactions. L'hypothèse est que le mouvement des bras contribue au rééquilibre et est fonctionnel si sa trajectoire varie en fonction de la direction de la perturbation. En ce sens, et au regard de la littérature exposée sur le phénomène de *Startle*, une inhibition motrice et/ou certains réflexes pourraient réduire la précipitation et les erreurs commises mais aussi donner à la première réponse motrice un rôle qui soit véritablement fonctionnel.

La distinction entre le mouvement passif, provoqué par les effets mécaniques de la perturbation (et l'instabilité qui s'ensuit) et le mouvement actif, servant à la rééquilibration n'est pas évidente. Néanmoins, la cinématique des membres supérieurs associée à l'étude des activités électromyographiques apporte des éléments différenciateurs. Nous avons observé un effet de la vitesse sur le déplacement angulaire (épaule, coude). Néanmoins, dans les deux cas, on observait un mouvement initial d'amplitude proportionnelle à la vitesse et de sens opposé au déplacement de la plateforme (inertie). L'effet de pendule qui est apparu en condition antéropostérieure notamment apporte un élément supplémentaire à la caractérisation de la motricité passive observée en phase précoce de réponse. Le mouvement passif des bras fait aussi partie intégrante du comportement locomoteur (Meyns *et coll.* 2013). Une parenthèse ici pour souligner les contradictions qui se posent entre la motricité initiale (émergeant des contraintes mécaniques) et la réponse motrice attendue pour se rattraper ; une contradiction qui se retrouve aussi au niveau musculaire : les réflexes d'étirement (à courte latence ou réponses automatiques) sont susceptibles d'augmenter le déséquilibre et vont à l'encontre des synergies musculaires qu'il est nécessaire de recruter pour se rattraper (ex : faire un pas).

L'étude des activités musculaires est intéressante pour appréhender la circuiterie neuronale sous-jacente à ces mouvements rapides et précoces des bras : les translations de surface engendrent une activation rapide des muscles proximaux des bras et des épaules, avec un *timing* similaire à celui observé au niveau des réponses "automatiques" des muscles de la cheville, résultat qui a déjà été observé par ailleurs (McIlroy *et Maki* 1995 ; Quintern *et coll.* 1985). Comme dans notre étude, ces auteurs montrent d'ailleurs que ces contractions sont présentes même en l'absence de défense immédiate pour contrer la détabilisation. *Quelles sont les sources de contrôle de ces réponses apparaissant au niveau des bras?* Il n'y a ni chargement passif (effet de "loading"), ni étirement musculaire au niveau des bras. Cette activation

provient donc d'une source sensorielle éloignée. Ce ne sont donc pas des réflexes d'étirement (segmentaire ou fonctionnel) prenant leur origine dans la stimulation somatosensorielle associée à l'étirement des muscles autogéniques, comme certains muscles des membres inférieurs suite à une translation de plateforme. L'activation des muscles des bras peut provenir d'une contribution volontaire, puisque les articulations ne sont pas impactées par la déstabilisation. Leur activité n'influence pas nécessairement directement la stabilité. Cependant, dans l'étude de *Gage et coll. (2007)*, la comparaison entre le mouvement de type "Reach to grasp" évoqué en réaction à une perturbation et un mouvement similaire mais volontaire montre une latence d'initiation significativement différente (137 vs. 239 ms) et une vitesse de réalisation et de pic plus élevées dans le mouvement compensateur. Dans notre étude, mis à part les câbles du harnais au dessus de la tête, il n'y avait cependant aucun objet à rattraper à proximité ; donc le mouvement des bras observé est (ou devrait être) animé d'un autre but. L'appareil vestibulaire et les noyaux sont peut être impliqués dans l'initiation des activités au niveau des bras. La contribution du réflexe vestibulo-spinal au contrôle des RP automatiques précoces des membres inférieurs et des muscles axiaux a été prouvée et pourrait s'étendre à une modulation de l'amplitude des réactions évoquées. Certains résultats montrent en plus que des réponses rapides surviennent dans les bras et les jambes suite à une stimulation galvanique vestibulaire. Enfin, la présence d'une éventuelle réaction de startle, médiée par le système réticulaire du tronc cérébral (*Bisdorff et coll. 1999*) est une question qui reste à approfondir. Par exemple, des essais de condition très lente suscitaient chez un sujet une réaction importante au niveau des bras. Il faut aussi souligner ici l'importance de l'état mental sur ces réactions: *Burleigh et Horak (1996)* ont montré qu'il pouvait moduler les réflexes posturaux, et c'est un point sur lequel nous pourrions à l'avenir nous attarder, puisque la réponse de certains sujets semblait refléter un trait d'anxiété marqué, avec une différence inter-individuelle dans la peur de tomber, ou plus marquée lors d'une chute vers l'arrière, du côté non-dominant, ... *Carpenter et coll. (2004)* ont montré que des niveaux élevés d'anxiété posturale provoquent de larges réponses en terme d'amplitudes avec des latences plus courtes au niveau des deltoïdes.

Enfin, la trajectoire des bras dépend aussi du rôle qui leur est attribué: le mouvement est-il à vocation compensatrice (stabilisatrice) ou est-ce une réponse protectrice? Les bras jouent-ils un rôle équilibrateur, à l'image de l'enfant qui commence à marcher; ou ont-ils pour fonction de préparer l'atterrissage éventuel s'il doit y avoir un impact avec le sol? Dans les chutes, l'absence de corrélation entre la direction de la chute et le mouvement des bras peut être interprété de trois façons : soit le sujet prépare l'atterrissage au sol ; soit il tente d'attraper le harnais, outil de soutien et élément contextuel qui perturbe donc les réactions naturelles qui devraient être mises en œuvre ; soit on est en présence d'un mouvement réflexe i.e. un comportement primitif qui pourrait interférer avec une réaction de plus haut-niveau telle que la locomotion, en inhibant son déclenchement ou en brouillant son calibrage.

4.4. Afférences sensorielles, de la détection du déséquilibre au déclenchement d'une réponse

Notre questionnement initial était le suivant : *dans le cas d'une perturbation imposée à un sujet debout par translation de la surface de support, quelles entrées sensorielles sont cruciales et disponibles pour que le sujet soit informé de son déséquilibre et mette en place sa réponse posturale ? Quel est le décours séquentiel des différentes entrées modales ?*

Le sujet doit élaborer une stratégie motrice pour préparer l'impact sur la base des informations sensorielles, qui n'étaient pas multimodales et redondantes, et sont devenues disponibles

successivement, suivant une séquence temporelle spécifique : les informations tactiles sont les premières disponibles, puis les informations proprioceptives (étirements successifs selon une voie disto-proximale : *jambe/pied, cuisse/jambe, tronc/cuisse, colonne, tête/tronc.*), précédaient les informations vestibulaires et visuelles, dernières à signaler une chute car la tête « flotte » dans l'espace. Cette séquence cinématique est liée à la spécificité de la perturbation (application d'un déplacement sous les pieds). Il faut donc tout d'abord préciser que les entrées sensorielles pouvant être à l'origine des réponses musculaires sont influencées par la nature de la perturbation appliquée au sujet : les chutes libres de Melvill Jones *et* Watt, le relâchement brutal depuis une position inclinée de Do ou le déplacement de la surface de support sous un sujet debout (en translation ou en rotation) engendrent chacune une organisation motrice et une réponse cinématique spécifiques (Nashner *et* McCollum 1985, Keshner 1988) Avec notre paradigme expérimental, lors de la première phase (immobilité), étant donné que la tête est restée stable dans l'espace, les réactions musculaires enregistrées émergent probablement grâce aux seules informations sensorielles dont dispose le sujet, de nature somatosensorielle. Ces informations proprioceptives précoces permettent de lancer des patrons de contraction musculaire spécifiques sélectionnés à partir d'un répertoire de synergies motrices (Allum 1985); puis quand la tête bouge, les afférences vestibulaires fournissent des informations aux noyaux du tronc cérébral et aux aires corticales en 10 ms (Fukushima, 1997). L'information visuelle devient disponible 50 ms environ après le début du déplacement de la tête. D'après le modèle de Mergner *et coll.* (1998), les informations provenant du bas et du haut du corps se rejoignent et sont intégrées pour une représentation cohérente

- Lors du rattrapage faisant suite à un relâché du corps en position initiale inclinée, la tête se déplace 10 à 20 ms après la perturbation et les jambes 70 à 90 ms après. Les activités EMG des TA/SOL ont été étudiées par Do *et coll.* (1982): le SOL de la jambe oscillante se contracte dès 59 ms en moyenne, et pendant 100-120 ms ; et celui de la jambe de support se contracte au même moment mais pour plus longtemps. L'activité des muscles antagonistes débute 5-20 ms plus tard, mais avec une amplitude moindre. Les réponses motrices précoces observées ne sont pas déclenchées par les décharges de fibre I et II des soléaires, ni les informations vestibulaires ; mais trouveraient plutôt leur origine dans les récepteurs situés au niveau abdominal ou lombaire. L'origine des réflexes d'étirement à longue latence dépend selon Matthews (1984) des afférences secondaires; Dietz *et coll.* (1985) a poursuivi dans ce sens en suggérant qu'elles sont médiées par un circuit spinal polysynaptique associé aux centres locomoteurs. Cependant, si l'on considère la première partie des réactions compensatoires, l'information pertinente ne proviendrait pas des groupes II, car au moment du début du déplacement de la jambe, censé induire le début de l'étirement du SOL, ces muscles sont déjà activés. En conséquence, le réflexe vestibulo-spinal était peut-être impliqué, comme l'ont montré Melvill-Jones *et* Watt (1971), Greenwood *et* Hopkins (1980), Lacour *et coll.* (1978) (chez le singe) ou Wicke *et* Oman (1982) en réponse à des chutes libres : les latences EMG du soléaire-gastrocnémien étaient plus longues, de 75 ms en moyenne, et ces réponses provenaient selon Melvill Jones *et* Watt (1971) des indices otolithiques. Bussel *et coll.* (1980) ont suggéré une participation du réflexe vestibulaire avec une latence approximative de 60 ms. Cependant, la latence de la plupart des patients vestibulaires n'est pas modifiée dans l'étude en position inclinée. En fait, une interprétation alternative consisterait à penser que le relâché induit une brusque dépression au niveau de la région abdominale qui serait transmise instantanément à des récepteurs situés dans la cavité abdominale ou au rachis lombaire (Morris *et coll.*

1961). Ces récepteurs pourraient contribuer à l'initiation de la composante précoce de réponse motrice du programme de rééquilibration (Gurfinkel *et coll.* 1979).

- En chute libre, à partir d'une hauteur plus haute, les activations musculaires ont lieu plus tard (Melvill-Jones *et Watt*, 1971), ce qui signifie qu'elles n'étaient pas liées au timing du relâché. Elles apparaissent par-contre à un instant consistant : 50-120 ms avant l'atterrissage. Greenwood *et Hopkins* (1976) ont montré que le SOL présentait 2 pics d'activité lors d'une chute soudaine : la première, d'une durée de 120 ms, se terminait à 200 ms et se retrouvait dans d'autres muscles du corps. Elle était absente lors du "self release". Cela les a conduit à penser qu'il s'agissait d'une réponse de *Startle*. Ils n'observaient pas de pic initial chez les patients sans fonction labyrinthique. Ensuite, après une phase silencieuse, un second pic apparaissait dans les membres inférieurs, dont le timing était lié à l'atterrissage (afin de le contrôler et « l'adoucir »). Dans le même ordre d'idée, Engberg *et Lundberg* (1969) ont montré chez les chats une activité des extenseurs 5-10 ms avant de toucher le sol, un événement programmé de façon centrale, probablement au niveau supraspinal.

- Dans les déplacements soudains du corps vers l'avant suivant une poussée dorsale (Bussel *et coll.* 1980), les latences étaient de 56 ms, initiées par les afférences Ia des soléaires, ou peut être par les vibrations du corps générées par l'action de poussée (Do *et coll.* 1984).

- Lorsque la surface de support est soudainement translaturée, les informations sensorielles permettent d'identifier la vitesse, l'amplitude, la direction et les caractéristiques de la surface de support et sont à la base des réactions posturales réflexes et automatiques qui sont rapidement déclenchées. D'après Horak *et Macpherson* (1996) et Inglis *et coll.* (1994), les RP aux TS seraient déclenchées par les informations somatosensorielles. Les informations proprioceptives observables proviennent en réponse aux étirements à CL dans les muscles des jambes et du tronc, qui sont causées par les rotations induites par la perturbation à la cheville et à la hanche (Allum, 2008). A noter que les RPA aux translations de surface n'émergent pas d'un mécanisme de contrôle en feedback simple (Horak *et Nashner*, 1986 ; Macpherson 1986) : ce n'est pas le muscle étiré par la translation qui s'active le premier, mais plutôt le muscle le plus pertinent au niveau fonctionnel pour une réponse correctrice appropriée (Nashner, 1976). Les réponses qui ne sont pas strictement ascendantes impliquent que les réponses musculaires sont initiées soit, par une combinaison d'inputs parallèles provenant des différents systèmes sensoriels activés par la perturbation (vestibulaires, visuels et/ou proprioceptifs du cou) ; soit de manière indépendante par les afférences proprioceptives à chaque articulation ; résultant en une réponse indépendante à chaque niveau corporel. Dans les deux cas, les latences de réponse devraient refléter le timing des influx générés par la perturbation spécifique de la posturale (Keshner, 1988)

Allum *et ses collaborateurs* (1995) ont tenté de comprendre quelles entrées sensorielles permettaient d'établir les synergies musculaires sous-jacentes aux corrections de l'équilibre en comparant la réaction de sujets normaux et de sujets ayant une atteinte vestibulaire lors de perturbations de l'équilibre induites par une translation ou une rotation de la surface de support, ils ont montré que - les réponses des muscles ventraux de la jambe sont modulées par les entrées vestibulo-spinales et proprioceptives de la cheville et du genou - la réponse des triceps suraux dépend initialement des inputs de la cheville puis elle est modulée 100 ms après par les inputs du genou. Elle n'est pas altérée par une perte vestibulaire -

la réponse des paraspinaux chez les patients est augmentée du fait d'une oscillation du tronc importante, due probablement au manque d'activité des muscles ventraux des membres inférieurs - Enfin, le signal déclencheur le plus précoce pour établir le timing interactif des activités musculaires serait la flexion du genou et/ou la rotation du tronc sur le pelvis. C'est une confluence des entrées proprioceptives provenant du genou et du tronc et des entrées vestibulo-spinales, et non l'effet d'une entrée sensorielle isolée, qui est impliquée dans la mise en oeuvre des synergies musculaires sous-jacentes aux corrections « normales » de l'équilibre debout.

Dans notre étude, les informations sensorielles étaient disponibles de façon séquentielle. Il est important de rappeler que cette séquentialité est spécifique à la perturbation. En effet, notre perturbation posturale était appliquée au niveau des pieds, et l'inertie associée à la visco-élasticité des liaisons segmentaires a provoqué un déplacement de la tête tardif. Or les signaux vestibulaires et visuels associés à une absence de mouvement de la tête ont participé au schéma sensoriel de l'état du corps et contribué en ce sens, à l'élaboration de la "réponse requise", en l'occurrence peut être inadéquate initialement. Les réponses à longue latence sont tâche- et contexte- dépendants, et impliquent à l'ensemble des influx sensoriels plutôt que des boucles parallèles isolées et spécifiques à chaque modalité. Les influx sensoriels émergeant d'une autre perturbation posturale (comme une poussée appliquée au niveau thoracique) auraient donc créé une configuration (et une réponse) différentes.

○ *Informations tactiles*

Les premières afférences sont générées au niveau de la sole plantaire, 6 ms après le début de la perturbation (Schiepatti *et coll.* 1995). Les forces de cisaillement constituent en effet les premières entrées sensorielles, fournissant des informations sur l'amplitude et la direction de la perturbation (MacPherson 1988 ; Ting *et MacPherson* 2004 ; Perry *et coll.* 2000) Les mécanorécepteurs de la sole plantaire (Wu *et Chiang*, 1997) détectent le déplacement, la vitesse et l'accélération du support sous la peau (pression d'indentation, glissements et étirement de la peau) ainsi que les forces transitoires (Johansson *et Vallbo*, 1980 ; Vedel *et Roll*, 1982). Ces informations seraient importantes jusqu'à l'initiation du pas compensateur, puisque qu'une anesthésie de la voûte plantaire aboutit par-exemple, à une utilisation moins fréquente des pas de type "Cross-Over" pendant les réactions latérales.

○ *Informations proprioceptives*

Cette première source d'informations d'origine tactile était suivie de près par les informations d'origine proprioceptive, puisque les segments proximaux sont graduellement impliqués. Nous présumons alors que les réponses EMG observées étaient principalement dues à l'activation des récepteurs à l'étirement au niveau de la cheville, puis du genou, de la hanche, du tronc et/ou du cou. En somme, la proprioception serait la source essentielle d'information dans les premiers instants succédant à la perturbation (i.e. 200 premières millisecondes). Puisque la tête ne bouge pas par rapport à l'espace avant 200 ms en moyenne, il n'y a pas d'information visuelle et vestibulaire à ce stade. Certains auteurs ont cependant noté, à partir du même paradigme expérimental, des accélérations précoces de la tête (Allum *et Pfaltz* 1985; Runge *et coll.* 1998; Carpenter *et coll.* 1999). Au stade de la seconde phase, d'autres signaux proprioceptifs fournissaient des signaux permettant d'affiner la réponse et établir un timing final pour les corrections automatiques. Les informations liées au déplacement du tronc ou associées à

une rotation de la hanche seraient cruciales (Allum *et coll.* 1995, 1998) ainsi que d'autres signaux proprioceptifs au niveau des genoux (DiFabio *et coll.* 1992), du pelvis (Forssberg *et Hirschfeld* 1994), au niveau lombaire de la colonne vertébrale (Gurfinkel *et coll.* 1981 ; Horstmann *et Dietz* 1990) ou encore au niveau du cou (Horak *et coll.* 1994 ; Shupert *et Horak* 1996). Lors du déplacement imposé à un sujet assis, Vibert *et coll.* (2006) ont observé un comportement multi-articulé assimilable à celui observé ici et émis l'hypothèse que les entrées somatosensorielles du tronc et du cou étaient les principales sources d'information pendant 40-70 ms.

Où sont situés les récepteurs qui déclenchent les premières synergies musculaires servant au rattrapage de l'équilibre ?
La localisation des propriocepteurs dépend de la façon dont la structure multi-segmentaire du corps est perturbée, donc fonction de la direction mais aussi de la vitesse. Lors de translations lentes, la proprioception distale (jambe, pied) serait principalement utilisée pour déclencher les réponses automatiques des jambes quand les mouvements des genoux est faible (Nashner 1976; Horak *et Nashner* 1986). Le sujet se comporte comme un pendule inversé et serait mieux stabilisé lorsque les synergies musculaires débutent au niveau de la cheville puis suivent un *pattern* disto-proximal ascendant (Diener *et coll.* 1988, 1989; Fitzpatrick *et coll.* 1992; Inglis *et coll.* 1994). Par-contre, quand la perturbation implique un mouvement important au niveau des genoux ou un déplacement du tronc, l'information proprioceptive encodée au niveau du genou et du tronc servirait à déclencher la réponse (proximale). De nombreuses études avec perturbations multi-directionnelles ou posture en tandem ont montré que le sujet est mieux stabilisé à l'aide de synergies musculaires provenant du tronc et qui suivraient un *pattern* proximo-distal descendant (Bloem; Allum *et coll.* 1989, Day *et coll.* 1993, Fitzpatrick *et coll.* 1994, Winter *et coll.* 1996, Carpenter *et coll.* 1999). Les RPA dans le tronc ou le cou précèdent alors le début de la réponse observée dans les jambes (Keshner *et coll.* 1988; Moore *et coll.* 1988; Carpenter *et coll.* 1999). En somme, pendant les deux premières phases, de nombreux récepteurs somatosensoriels sont probablement stimulés: FNM, capsule articulaire, récepteurs présents dans les ligaments spinaux, les disques inter-vertébraux,.

Quelle compatibilité temporelle pour le rôle de stimulus-déclencheur des EMG ? Le pied commençait à bouger à 6 ms après le début de la perturbation. Il faut 40 ms au minimum pour que l'information proprioceptive atteigne le cortex (Wu *et coll.* 2011). Il faut environ 30 et 26 ms pour évoquer des MEP / et la contraction du soléaire et du tibialis antérieur (Bawa *et coll.* 2002) et 11 ms pour produire de la force externe à la cheville. En additionnant tous ces délais temporels, il faudrait respectivement 46 ms pour que l'information proprioceptive atteigne les aires corticales et 87 ms pour qu'une force soit produite à la cheville. Cela concorde avec les premières réponses EMG observées, et qui sont en cohérence avec les études de la posture debout perturbée (Diener *et coll.* 1988 ; Henry *et coll.* 1998 ; Horak *et Nashner* 1986), Ainsi, on peut en déduire que les 50 premières millisecondes de la réponse posturale des sujets proviendraient /seraient formées par les informations somatosensorielles, qui encodent la vitesse initiale, l'accélération, le jerk et la direction de la perturbation posturale.

Des premiers EMG étaient parfois observés entre 50 et 60 ms au niveau du soléaire; ce qui est compatible avec l'étirement des muscles de la cheville qui peut être enregistré (Gottlieb *et Agarwal*, 1979). Cela signifie que le mouvement de la plateforme était suffisamment rapide pour déclencher un

réflexe d'étirement d'origine spinale dans les muscles des jambes. Les réponses réflexes EMG à courte latence dans le SOL (45 ms) fournissent un corrélât proprioceptif distal au mouvement de la surface.

Les premières activités EMG seraient donc déclenchées par les propriocepteurs, car ceux-ci sont les récepteurs qui détectent à la fois le mieux et le plus tôt la perturbation. Leur fiabilité est d'autant plus prononcée que premier mouvement articulaire observé se situe à la cheville, c'est à dire à une extrémité distale mais qui constitue à la fois l'endroit le plus proche du point d'application de la perturbation. Par exemple, on a montré que le mouvement type "pitch" est mieux codé en amplitude par la vitesse de rotation de la cheville et l'accélération linéaire verticale de la tête démarre 13 ms après le début de la rotation de cheville. En conséquence, la déformation est à la fois rapide, significative de l'intensité de la perturbation et reproductible d'un essai et d'un sujet à l'autre, une faible variabilité sur laquelle le système nerveux pourrait s'appuyer pour définir une réponse appropriée. Au total, les informations somatosensorielles peuvent déclencher des réponses, à courte, moyenne et longue latence, voire passer par une boucle corticale commençant à 90 ms.

○ *Informations vestibulaires*

Les accélérations de la tête étaient à la fois linéaires et rotationnelles, donc à la fois les récepteurs canaux et otolithiques étaient stimulés et encodent le mouvement de la tête. Cependant, l'information vestibulaire renseignant le sujet sur la chute en cours ne devenait disponible qu'une fois que la tête commençait à bouger. Selon la direction de la chute, le sujet et l'essai, cette latence de déplacement était variable; et on observe qu'avant un déplacement franc de la tête verticalement vers le bas, un petit déplacement de quelques millimètres vers le haut (rotation vers l'arrière) pouvait parfois s'observer dès 100 ms. Nous considérons donc que la véritable information fiable sur la chute n'était pas présente avant 200 ms en moyenne (latence variable selon la direction et le sujet). Il faut ajouter à cette latence initiale un délai de 6 ms pour que l'information vestibulaire puisse atteindre les aires corticales (De Waele *et coll.* 2001) puis 41 ms sont nécessaires pour que la contraction du soléaire permette la production d'une force externe à la cheville. En somme, une latence minimale de 206 millisecondes est donc requise pour que l'information vestibulaire atteigne les aires cérébrales et 247 ms après la perturbation pour que ces signaux contribuent à une réponse motrice.

Il existe une autre possibilité : le déplacement de la tête déclenche un réflexe vestibulo-spinal en 60 ms, en passant directement par les noyaux vestibulaires. Comme 11 ms supplémentaires restaient ensuite requises pour produire des forces externes à la cheville, 271 ms constituerait le délai nécessaire à une contribution vestibulaire. Ces latences longues pourraient expliquer pourquoi les réponses vestibulospinales ne sont pas instrumentales pour contrôler la trajectoire du CM lors d'une perturbation posturale chez des sujets sains (Dietz *et coll.* 1988 ; Horak *et coll.* 1994 ; Goodworth *et Peterka* 2009), des patients vestibulaires et des modèles animaux (Allum *et Pflatz* 1985, Keshner *et coll.* 1987 ; Horak *et coll.* 1990 ; Macpherson *et Inglis* 1993 ; Allum *et coll.* 1994 ; Runget *et coll.* 1998). Cependant, l'entrée vestibulaire joue peut être un rôle important pour permettre notamment de retrouver une posture de repos verticale au moment du rattrapage (Horak *et coll.* 1994 ; Shupert *et Horak* 1996 ; Bortolami, 2010).

○ *Informations visuelles (nature des informations, temporalité,)*

Comme pour l'information vestibulaire, un glissement rétinien signalant le début de la chute ne pouvait pas avoir lieu avant le déplacement de la tête ; ce qui retardait déjà la contribution de l'information visuelle dans le temps de 250 ms environ. Alors, le circuit le plus rapide pour déclencher une réaction posturale passerait par les noyaux vestibulaires, ainsi que l'ont reporté *Azzena et coll. (1978)*; qui s'activent avec une latence moyenne de 28 ms suite à une stimulation photique. En ajoutant 60 ms pour un réflexe vestibulo-spinal et 11 ms pour générer une force externe à la cheville, une modulation de la réponse posturale d'origine visuelle, probablement grâce au système optique accessoire (*Precht, 1981*) nécessiterait 299 ms (latence de déplacement de la tête, réflexe vestibulo-spinal; génération de la force,.)

D'ailleurs, la similitude des réponses aux déstabilisations que les yeux soient ouverts ou fermés suggère que la soustraction des entrées visuelles n'affecte pas le "timing" des RP (*Keshner, 1988*) bien que la manipulation des entrées visuelles interfère avec la stabilisation des oscillations et les amplitudes EMG (*Nashner et Berthoz 1978 ; Vidal et coll. 1982 ; Wicke et Oman 1982*). Cependant, lorsque l'information provenant des récepteurs somatosensoriels n'est pas fiable, les *inputs* visuels et/ou vestibulaires sont privilégiés pour contrôler la posture (*Brandt 1991 ; Rosengren et coll. 2007*). La vision permet de réduire les mouvements et l'activité EMG seulement lorsque le sujet se trouve sur de la mousse (*Fransson 2007 ; Brandt 1991 ; Gill et coll. 2001 ; Allum et coll. 2002 ; Blackburn et coll. 2003*)

5. Conclusion

5.1. Synthèse des résultats

Nous avons identifié trois phases chronologiques suite à une perturbation externe de type « translation de la surface de support » L'issue de l'essai ne semblait pas se jouer en phase passive, puisqu'il n'y avait pas de différence dans l'instant de franchissement des frontières par exemple (TTC). Il faut néanmoins isoler les essais de type « laisser faire » qui présentent certaines spécificités puisqu'aucune réaction compensatoire n'était enregistrée. Dans ces essais, la durée de la phase passive était donc supérieure. A ce stade de l'analyse, il était donc difficile de distinguer les chutes des rattrapages ; ce qui aurait pu être le cas si des facteurs biomécaniques liés à la perturbation affectaient le corps de chaque sujet différemment ; une différence dans la position initiale ou la rigidité pourraient aussi altérer la déformation subie par le corps lors d'une perturbation posturale soudaine.

Les sujets atteignaient tous un état de déséquilibre, que celui ci soit défini à l'aide du critère statique (basé sur la vitesse du CM par rapport à la BS) ou dynamique (avec prise en compte du poids apparent). Seuls les essais lents donnaient l'opportunité aux sujet de maintenir son CM au-dessus et en phase avec la BS. Cette stratégie était particulièrement visible en condition médiolatérale ; elle se traduisait par une stratégie à support fixe, dans la majorité des cas. Dans 90% des essais, pour se restaurer, les sujets ont adopté une même stratégie : déclencher (au moins) un pas compensateur. Cependant, le rattrapage n'était pas pour autant garanti.

Il y avait une forte hétérogénéité des individus face à la chute, comme l'a montré la dispersion des scores d'équilibre. Nous avons montré, en revanche, que les sujets présentaient des patrons cinématiques de réponse discernables dans la totalité des réponses produites ; ce qui revient à dire que

d'un essai à l'autre (au-sein d'une même condition), le même mouvement segmentaire était produit (en termes de vitesse/amplitude de déplacement/latence,...) Cette homogénéité illustre peut être le concept de « style postural » ou style perceptivo-moteur. Il n'en reste pas moins qu'en cas de chutes répétées, elle révèle aussi et surtout un manque d'adaptabilité qui peut être préjudiciable.

Les conditions expérimentales se sont avérées importantes dans l'occurrence d'une chute. Les contraintes qu'imposent les sollicitations « translation rapide, vers avant » compliquent la mission stabilisatrice du système de contrôle postural. Elles sont de nature spatio (marge de stabilité réduite en déséquilibre arrière) temporelles (le niveau d'accélération réduit le temps disponible pour répondre). Les analyses se sont donc portées en priorité sur la condition la plus « risquée » : les translations rapides vers l'avant, Ff (forward fast). Le tableau ci-dessous résume, par direction, les indices biomécaniques et neurophysiologiques identifiés comme étant à valence prédictive de chute.

		F	(lent)	B	(lent)	MEDIOLAT.	(lent)
SUIJT	sujet	+					
	sexe	± (féminin)					
	âge						
	taille	± (petit)					
	poids	± (léger)					
	IMC						
ESSAI	cond phys.	± (sédentaire)					
	n° essai	le premier					
	direction	avant					
PAS COMPENS.	vitesse	rapide					
	absence	+		+	+	+	
	latence				+		+
	hauteur	-					
	durée	-					
	longueur	-					
	type						CO
	Zème pas	si présent		si présent			si présent
STABIL. TETE	nombre	+		+		+	
		-					-
CONTRIB. DES BRAS	lat./rang DELT	-	(recruté + tôt)	-			
	amplit DELT	-	Sup. pdt 200ms, puis inf.	-	(inf.)		
	abd. max	-		-		-	
	flexion max	+					
ACTIVITES MUSCULAIRES	membres inf	dist. +		dist. +		osc -	
		supp -		atg +		supp -	
				supp -			
	tronc	ext +		flex +		ext +	
	cou	cocont -				cocont+	

Tableau 11 : Variables explicatives de la chute

Ce tableau recense les différences observées entre les chutes et les rattrapages au niveau du sujet, des caractéristiques de l'essai, du pas compensatoire, de la stabilisation de la tête, de la contribution des bras ou des activités musculaires. La valence + indique les variables pour lesquelles une présence ou une amplitude plus élevée est observée dans les essais « Chute », au contraire la valence - témoigne d'une implication plus limitée (activation musculaire ou valeur angulaire plus faibles, latence plus courte,...). Abréviations : F,B,ML : directions de translation, CO Cross Over, lat. latence, dist. Distal, osc. Jambes Oscillantes, supp. Support, cocont. Cocontraction, flex. Flexion, ext. Extension, atg antagoniste, sup. supérieur, inf. inférieur

5.2. Limites & Perspectives

Tout d'abord, la transversalité des résultats reste à certifier car le contexte expérimental engendre, par définition, des modifications comportementales. De plus, certes, le paradigme de la plateforme translationnelle sert aujourd'hui nombre de chercheurs pour l'étude de la posture ; mais nous souhaitons souligner que cette méthode expérimentale perturbante reste somme toute, comme les autres, relativement éloignée d'une validité écologique.

Par-ailleurs, l'utilisation de notre plateforme mobile permettait le contrôle efficace des paramètres des perturbations posturales que subissent les sujets (directions, vitesses, accélérations,...), comme en témoigne d'ailleurs la reproductibilité des données chez un même sujet. Elle permettait aussi de générer des perturbations suffisamment rapides pour provoquer des chutes. De plus, elle n'impliquait que relativement peu de contraintes sur la réponse posturale, tout en provoquant des perturbations de manière imprévisible. Cependant, certains points liés au matériel utilisé viennent nuancer ce bilan positif et mériteraient d'être améliorés. Nous aborderons également les modifications qu'il est possible d'apporter au protocole en termes de procédure expérimentale (port du harnais, consignes,...) ou de paramètres mesurés/calculés. L'ensemble soulève les limites de ce travail dont nous avons conscience, et fournit des pistes pour les recherches futures.

Matériel

- Déplacement sur des coussins d'air ou plaque sous le plateau (aluminium) pour réduire les déviations de trajectoire; Changement de direction non manuel (impose un délai temporel, nuit à l'imprédictibilité) ; Mesures pour une « solidité chronique » du matériel
- Données d'entrée de la perturbation: augmentation des limites imposées, telles que la vitesse de translation ; Asservissement de l'appareil et Contrôle des paramètres d'entrée en accélération/jerk
- Augmentation de la taille du plateau
- Plateau vibrant lors de la mise sous tension : les données fournies par l'accéléromètre montrent des vibrations verticales ou microdéplacements jusque 100 ms avant le PO mesuré par la position du marqueur posé sur le plateau; il reste à s'assurer que ces « micro-vibrations » n'étaient pas détectées par le sujet, de même que le bruit associé au lancement de la plateforme.

Protocole

Harnais : un paramètre qui pourrait avoir exercé un biais dans les réponses observées réside dans le fait que le sujet soit harnaché. Comme nous l'avons expliqué, certains sujets prenaient appui de manière abusive sur le harnais voire éliminaient toute réponse posturale. A l'avenir, il serait d'abord intéressant de placer un capteur de pression sur le harnais, afin d'évaluer les contraintes exercées à ce niveau et identifier le moment exact où celui-ci « sert » au sujet pour se rattraper. Pour des raisons de sécurité le harnais devait stopper la chute au plus tard 550 msec après le début de la perturbation posturale. Il restait donc un intervalle de temps limité, après le début de la chute pour étudier les stratégies mises en place pour le sujet. Ce dispositif ne permettait pas ou peu d'évaluer les réactions spécifiques à la préparation de l'atterrissage ; probablement mises en jeu dans un second temps. A terme, nous pensons donc porter notre investigation sur des situations particulières au cours desquelles la chute est réelle sans qu'elle mette toutefois le sujet en danger, le plaquage au rugby par-exemple.

D'autre part, certains biais méthodologiques ont également pu apparaître en cours d'expérimentation :

contrôle de la position initiale (position de la tête, des bras,...), vérification de l'interprétation subjective des consignes,. L'ajustement de l'intensité de la perturbation aux caractéristiques du sujet, notamment en termes de poids/taille pourrait être intéressante. Enfin, la perturbation se caractérise aussi par une décélération, dont on n'a pas étudié l'effet ici. Or une autre réponse est susceptible d'apparaître (telle qu'une RPA dans les antagonistes, cf. [McIlroy et Maki 1994](#))

Mesures et tests complémentaires

<i>Variabilité individuelle</i>	Anxiété	Contrôle du niveau d'anxiété ; anxiété-trait ; sujet sujet au <i>startle</i> ?
	Fatigue	Contrôle de la fatigue (et/ou évaluation de l'effet), sachant qu'elle peut être physique, mentale ou émotionnelle
	Présupposés	Présupposés du sujet, expérience,. Intentions → Entretien, Pénalités,.
	Stabilité	Tests cliniques /équilibre, latéralité, Etude pilote pour ajuster le niveau de perturbation
	Stratégie individuelle	Evaluation du style perceptivo-moteur Identification de la préférence sensorielle
<i>Mesures complémentaires</i>	EMG	Contraction maximale volontaire et normalisation EMG sur le masseter pour les <i>startle</i> , sur les TFL pour le médiolatéral Co-contraction Synchronisation/Domaine de fréquence des EMG (ex: <i>startle</i> ,10-20 Hz) Placement des EMG //condition médiolatérale
	Dynamique	Plateforme de Force
	Cinématique	« Anchoring index » Analyse en Composantes Principales
	Entrées visuelles	Oculomètre pour étudier le mouvement des yeux (couplage avec déplacement de la tête) ; Enregistrements vidéonystagmographiques Modélisation du flux optique
	Emotions	Système nerveux autonome : conductance de la peau, fréq. cardiaque Enregistrement sonore (cris)
<i>Etudes - « Contrôle »</i>	Entrées sensorielles	Yeux fermés ; Vision stabilisée Collier cervical ; Chaussures de ski Tapis de mousse
	Effet du Tonus musculaire	Des propositions ont émergé suite à la phase expérimentale pour contrôler le tonus. Ex : demander au sujet de se contracter beaucoup avant et/ou pendant l'essai, ou inversement d'être « le plus mou » possible. Il serait également intéressant de comparer l'état de contraction tonique avant et après chaque essai ; mais aussi dans les 1ers essais et la suite. Dans le même ordre d'idées, un effet de la fatigue (quel effet sur le tonus ?) peut être un facteur d'influence en fin d'expérience (comparaison début/fin expérimentation).
	Contribution des bras	Le rôle des bras pourrait être mieux appréhendé en comparant les réponses posturales lors d'une condition bras libres (non contrainte) vs. bras bloqués.

Tableau 12 : Perspectives de mesures et tests complémentaires

Sujets

Un plus grand nombre de sujets et un nombre d'essais plus important par sujet auraient été souhaitable. Par-ailleurs, nous avons noté une large variabilité inter-individuelle; suscitant la question de savoir si LE sujet "moyen", représentatif, existe et si oui, comment le recruter. Les essais des chuteurs permanents ont été délibérément mélangés à l'échantillon global; mais il était possible de faire un autre choix : les exclure ou conduire une analyse spécifique. *Est-il possible de prédire, et si oui, sur la base de quelles variables, la réaction de ces sujets « atypiques »* De plus amples analyses permettraient de déterminer un facteur discriminatif, s'il existe, en ajustant la composition de l'échantillon. Il faut rappeler cependant qu'il n'y avait pas de modification de la consigne, le sujet était donc constant dans le temps ; à ce titre, un suivi

longitudinal pourrait aussi être intéressant. Néanmoins, toutes proportions gardées, étant donnée la variabilité propre aux essais sur l'Homme, un autre échantillon donnerait potentiellement les mêmes résultats. Enfin, mon souhait initial était de travailler auprès de personnes âgées mais l'obstacle au transfert en milieu clinique a notamment résidé dans la nécessité de créer une perturbation sécurisée et parfaitement contrôlée par le dispositif.

Modélisation de la Chute

Objectifs du Chapitre

La construction d'un modèle mécanique personnalisé à partir de radiographies 3D non invasives du corps entier nous a permis, par une comparaison avec les données expérimentales, d'évaluer la contribution des propriétés biomécaniques en jeu pendant les perturbations posturales, et de vérifier l'existence d'une phase précoce « passive ».

Introduction

La partie expérimentale a consisté à faire passer 25 sujets sur une plateforme mobile et à recueillir les caractéristiques cinématiques et électromyographiques de chacune de leurs réponses posturales. Les observations montrent que la perturbation est immédiatement suivie d'une phase précoce qualifiée de « passive ». Les segments, d'abord immobiles, initient successivement et selon un ordre disto-proximal, un déplacement, très reproductible d'un essai à l'autre au niveau intra-individuel. Cette absence de variabilité nous a conduit à émettre l'hypothèse que le comportement induit par la perturbation est en première instance strictement mécanique. De plus, les activités musculaires enregistrées dès 60-70 ms n'exercent aucune influence initialement, discernable du moins dans l'analyse cinématique. Ces contraintes spatio-temporelles subies par le corps et dues à l'impulsion sont à notre connaissance peu décrites dans la littérature, alors même qu'elles réduisent le temps disponible pour réagir avant qu'il ne soit trop tard. En effet, le sujet peut se trouver en situation de pression temporelle, voire de crise, si le temps disponible devient insuffisant par-rapport au temps nécessaire pour mener à leur terme les réactions rééquilibratrices. La chronométrie de la chute est ainsi affectée par la biomécanique du corps.

Dans ce chapitre, nous souhaitons vérifier l'existence de cette phase précoce passive et valider l'hypothèse d'un comportement mécanique du corps dans cette phase initiale en modélisant le corps humain par un modèle à segments rigides. Nous émettons l'hypothèse que si cette observation est vérifiée, le comportement du modèle mécanique sera proche de nos données expérimentales pendant les premières dizaines de millisecondes qui suivent la perturbation.

La première étape du travail a consisté, pour retenir et construire un modèle numérique approprié, à réaliser un état de l'art des modèles humains mis au service de l'étude du contrôle postural. Au-regard

de certaines limites identifiées et des moyens à disposition, nous avons opté pour un modèle mécanique de corps humain complet poly-articulé et spécifique à chacun des sujets ayant préalablement expérimenté des chutes. La « personnalisation » du modèle mécanique était rendue possible par la technologie EOS qui présente l'avantage de réduire l'émission de rayons X pendant les radiographies et d'accéder à la reconstruction tridimensionnelle des segments considérés et à de nombreux paramètres du corps. Dans un second temps, il s'agissait de décrire – grâce à une simulation de la chute – le comportement de ce modèle soumis à une perturbation similaire aux expérimentations. Enfin, les résultats fournis par le modèle et les données issues de l'expérimentation étaient comparés, nous permettant d'isoler les facteurs mécaniques de la réponse posturale et d'en évaluer la durée inertielle.

Dans le préambule qui va suivre, nous avons souhaité rappeler quelques notions essentielles à la compréhension de cette section. La description des principaux « effecteurs » et de leurs propriétés mécaniques nous permettra en effet d'appréhender au mieux le comportement mécanique du corps.

1. Des propriétés mécaniques utiles à la régulation de l'équilibre

En condition quasi-statique, les seules propriétés biomécaniques « intrinsèques » suffisent pour certains auteurs à maintenir son équilibre ; tandis que d'autres soutiennent un modèle neurologique de régulation posturale. Ces théories se basent sur une connaissance approfondie des propriétés biomécaniques corporelles que nous souhaitons donc présenter de manière succincte, en particulier le fait que le muscle présente un comportement actif via la contraction mais aussi passif.

1.1. Propriétés mécaniques des effecteurs

1.1.1. Notions de raideur et de viscoélasticité

D'un point de vue clinique, la raideur est associée à une rétraction des longueurs musculaires, elle-même secondaire à la spasticité ou à des co-contractions. Cela engendre une réduction d'amplitude articulaire, même lors d'un mouvement passif.

D'un point de vue biomécanique, la raideur articulaire correspond à la résistance au mouvement de l'articulation. Le calcul de cette raideur angulaire globale correspond au rapport entre une variation de couple/moment et une variation d'angle (Winter *et coll.* 2001; Kuitunen *et coll.* 2002), un phénomène assimilable au comportement d'un ressort de torsion.

D'un point de vue mécanique, lorsqu'un matériau se déforme élastiquement, il y a une relation proportionnelle entre la déformation (réversible) appliquée et la contrainte qui en résulte. Le lien de proportionnalité est le module de Young (E). On a alors $\sigma = E * \epsilon$. Ces propriétés sont intrinsèques au matériau. Le rapport Contrainte/Déformation caractérise son élasticité. La raideur k caractérise la réponse élastique d'une structure. Elle dépend alors de la géométrie de la structure. Par-conséquent, elle lie proportionnellement l'allongement ΔL et la force résultante. On a alors $F = k * \Delta L$. Son inverse est la compliance. Si la structure a une longueur initiale L et une section S, on a alors $k = E * S / L$.

Application biomécanique : Au-cours d'un mouvement, différentes forces internes s'exercent ainsi dans le corps à différents niveaux. Au sein d'une articulation par exemple, une diversité de structures environnantes et de mécanismes entrent en jeu et contribuent à une raideur globale (dite « musculo-

articulaire »): l'élasticité élémentaire des tissus musculaires, les aponévroses, les tendons, les ligaments, le liquide synovial, la capsule articulaire, la friction articulaire (congruence des surfaces), la peau, (Fitzpatrick *et coll.* 1992 ; Carpenter *et coll.* 1999 ; Morasso *et Sanguinetti* 2002). Cette raideur caractérise le comportement du muscle et de l'articulation lorsque cette dernière est soumise à des perturbations (Hunter *et Kearney*, 1982 ; Shorten, 1987). Le tonus musculaire, régulé par le système de contrôle postural et l'activité réflexe, contribue également au développement de cette raideur.

Dans le corps, la plupart des tissus biologiques présentent, à l'image du système musculo-tendineux, un comportement non-linéaire. Ce sont des matériaux viscoélastiques i.e. pour un même incrément de longueur, la variation de force est de plus en plus importante. La déformation dépend en outre de la vitesse d'application de la contrainte (en compression) et le matériau est sensible aux stimulations qu'il a reçues avant. Ce comportement visqueux s'apparente en mécanique au comportement d'un amortisseur et pour le domaine élastique à celui d'un ressort dans les déformations réversibles.

Parmi les composantes anatomiques ayant une résistance lors de la mobilisation d'une articulation, les tendons et les ligaments sont des tissus conjonctifs par lesquels les forces musculaires sont transférées pour produire le mouvement articulaire. Ces tissus sont soumis à de fortes tensions et ils doivent être capables de résister aux tractions qui vont leur être exercées. Les ligaments servent à assurer la cohésion des os qui constituent une articulation en guidant le mouvement et en limitant le déplacement relatif des structures osseuses. Contrairement aux tendons, ils subissent des forces pouvant être multidirectionnelles donc les fibres sont positionnées dans plusieurs directions. Le tissu conjonctif est un constituant des éléments de contention de l'articulation (capsule, ligaments), des enveloppes (fascias) donnant sa forme au muscle et des attaches qui lui permettent de se fixer aux os (tendons). Il est essentiellement constitué de fibres de collagène, très résistantes à la déformation. L'architecture des fibres et la quantité de tropocollagène varient selon la structure considérée (grande au niveau du tendon, et moindre dans les ligaments (Burgeson *et Nimmi*, 1992)). L'extensibilité du collagène est faible (1-2%) comparée à celle de l'élastine (100%) ou de la Composante Élastique Série (20-40%).

1.1.2. Biomécanique musculaire

Le muscle strié squelettique est l'organe effecteur de la motricité somatique. Il permet soit la mobilisation des différentes pièces du squelette (motricité dynamique), soit le maintien en place d'une articulation (motricité statique ou posture). En-dehors de toute considération nerveuse, le comportement du muscle dépend des propriétés mécaniques liées à sa structure. Il est fortement non-linéaire, typique d'un matériau hyper-élastique. Un tel matériau peut subir de fortes déformations sans dissiper d'énergie. Comme les autres tissus, le muscle est aussi un matériau visqueux. L'impédance mécanique visqueuse a un effet direct sur les propriétés mécaniques du muscle passif car le matériau ne se déforme pas ou très peu. Le coefficient de viscosité est évalué respectivement à 2 kPa.s pour les fibres lentes et 0,8 kPa.s pour les fibres rapides. Le temps de relaxation lié à la composante viscoélastique est de 44 ms pour les fibres lentes et de 11 ms pour les fibres rapides. Le module de Young des fibres lentes (~1000 kPa) représente quant à lui 10 fois celui des fibres rapides (~100 kPa).

Les caractéristiques de la mécanique musculaire ont été modélisées sur la base d'hypothèses relatives à la géométrie musculo-squelettique. Le modèle de A.V. Hill (1938) (amélioré en 1951) qui assimile le

muscle à un système formé de trois composantes est une référence pour les travaux expérimentaux menés sur muscle isolé ou in vivo: une Composante Contractile (CC) est placée en série avec la Composante Élastique Série (CES) qui sera mise en jeu lorsque la CC est activée, et on trouve en parallèle une composante Élastique Parallèle (CEP) (cf. Figure 62)

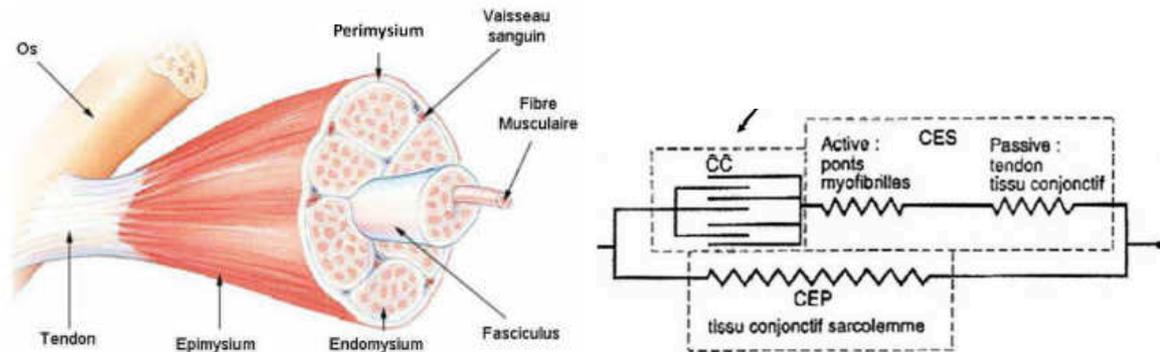


Figure 62 : le muscle strié squelettique et une de ses modélisations possibles

A gauche : la structure « multi-échelle » du muscle strié squelettique (d'après SEER Training web site). A droite : le modèle du muscle à 3 composantes de Hill (modifié par Shorten, 1987) CEP : *composante élastique parallèle*; CES : *composante élastique série*; CC : *composante contractile représentant les ponts actine myosine*.

La CC est le générateur de force du muscle, puisqu'elle correspond aux ponts formés entre les têtes de myosine et les filaments d'actine. La CES correspond à un « ressort » non amorti : elle est constituée de 2 fractions, l'une active située au niveau des ponts entre les protéines contractiles, l'autre passive correspondant aux structures tendineuses et au tissu conjonctif. Le tendon est étiré par les forces musculaires, essentiellement en traction. Soumis à une charge axiale, sa déformation n'est pas linéaire, elle est élastique, réversible et faible en zone centrale au regard de la charge qui lui est appliquée. Cependant, à l'atteinte d'un seuil appelé « point de limite élastique », une rupture irréversible peut avoir lieu. Le tendon lors de l'allongement montre une phase compliant (réarrangement géométrique du « grillage » de fibres), suivie d'une phase raide (raideur qui correspond à celle du collagène seul). Si la CES caractérise la raideur musculo-tendineuse (Goubel *et Pertuzon*, 1973), elle prend aussi en compte le comportement de l'aponévrose (Magnusson *et coll.* 2003). Ses rôles élémentaires sont variés, comme l'atténuation des effets brusques de la contraction sur les structures articulaires, ou le stockage et la restitution d'énergie mécanique (cf. cycle 'étirement-détente' retrouvé dans différents mouvements, des plus simples aux plus complexes: micro-oscillations en position debout, marche, course et mouvements sportifs) (Bouisset *et Matton*, 1995 ; Bosco ; Cabagna *et Citterio*, 1974). Par-exemple, les muscles antigravitaires tels que les fléchisseurs plantaires sont mis sous tension lorsque le membre inférieur est chargé. Lors des oscillations posturales, la CES aura pour rôle de transmettre efficacement l'énergie élastique de déformation du muscle à l'articulation pour maintenir l'équilibre (Alexander *et Bennet-Clark*, 1977; Shadwick, 1990). Une part d'élasticité (10 à 15%) réside également dans le filament fin. Enfin, au niveau passif, la résistance à l'étirement provient de la trame conjonctive (CEP). Elle entre en jeu lorsque la longueur du muscle est supérieure à la longueur de repos, du fait de sa tension passive. Chaque composante reflète ainsi une caractéristique du comportement musculaire (Goubel *et Linsel-Corbeil*, 1998). Si le principe de fonctionnement musculaire n'est pas remis en cause, le modèle « Ressort-Masse-Articulation » est encore plus réaliste : il induit des modifications très importantes en fonction des angles de l'articulation (même pour de faibles variations d'angles).

Propriétés neuromusculaires : Le muscle présente trois propriétés fondamentales : l'excitabilité, la contractilité et l'élasticité. Il se caractérise morphologiquement par sa forme, sa taille, son architecture et sa composition typologique. Sa capacité de production de force dépend de la tension générée par chaque fibre musculaire selon l'axe d'action du muscle, elle-même proportionnelle à la taille des fibres et au volume musculaire. Le diamètre des fibres est assez homogène entre les muscles de taille différente mais l'architecture est plus variable : le muscle peut être fusiforme, unipenné ou multipenné.

Activité d'une Unité Motrice : Toutes les fibres musculaires sont innervées par les axones des motoneurones recevant leurs informations du SNC et émanant de la partie antérieure de la moëlle épinière. L'ensemble des motoneurones qui innervent un muscle constitue le "*pool*". C'est à ce niveau que sont intégrées les multiples sources de stimulations, qu'elles soient d'origine centrale ou périphérique, mais encore excitatrice ou inhibitrice. La résultante de ces influences constitue la commande motrice. Ainsi, chaque motoneurone constitue ce que [Sherrington \(1906\)](#) a appelé une "voie finale commune". Si un motoneurone innerve plusieurs fibres musculaires, une fibre musculaire n'est innervée que par un seul motoneurone. L'ensemble constitué par un motoneurone et toutes les fibres musculaires innervées par les ramifications de son axone est appelé unité motrice (UM) ([Liddell et Sherrington, 1925](#)). Le nombre de fibres musculaires contenues dans une unité motrice varie avec la taille du muscle et sa finesse d'action: il est lié au rôle fonctionnel du muscle et à la capacité fonctionnelle des fibres. Lors de la stimulation d'un motoneurone, la totalité des fibres d'une UM sont excitées et se contractent en même temps. On dit que l'UM obéit à la loi du "tout ou rien" : seule une stimulation efficace portée par l'intermédiaire du motoneurone détermine un potentiel d'action au niveau de l'unité motrice dont les fibres se contractent de façon maximale. La vitesse de conduction de l'influx nerveux dépend notamment de la taille du motoneurone (plus son diamètre est important, plus la vitesse de conduction de l'influx est rapide, mais plus sa sensibilité à l'influx nerveux est faible). A noter qu'une UM contient un seul et même type de fibres musculaires (I, IIa, IIb) qui présentent des caractéristiques de rapidité et de fatigabilité spécifiques.

Les premières UM recrutées sont toniques de type I (augmentation du tonus musculaire, à l'origine de tout mouvement). Ce changement de répartition tonique conduit à une modification de la posture. Lorsque les UM de type I ont été recrutées et ont exprimé leur force, les UM de type IIa, rouges, rapides et résistantes, vont être recrutées pour des mouvements de faible amplitude et faibles vitesses, par exemple lors de la marche, et lorsque celles-ci auront exprimé leurs forces, les UM phasiques de type IIb sont recrutées pour des mouvements plus rapides, plus explosifs et de grande amplitude.

Conduction du message nerveux : Le motoneurone émet des trains de potentiels d'action qui voyagent dans la fibre nerveuse, à une vitesse de propagation allant de 5 m/s (fibres I) jusqu'à 100 m/s, (fibres IIa, IIx-IIb). Ces PA parviennent à la jonction neuromusculaire, il y a libération d'un médiateur chimique, l'acétylcholine, et la fibre musculaire se dépolarise. La dépolarisation se propage le long du sarcolemme de part et d'autre de la jonction neuromusculaire (à une vitesse de 2-6 m/s) vers les deux extrémités tendineuses dans lesquelles il s'éteindra. Le PA voyage le long des tubules T vers la profondeur de la fibre musculaire où il provoque une libération de calcium par les tubules longitudinaux avoisinants. L'augmentation de la concentration en calcium permet alors le couplage

excitation-contraction du muscle. C'est le glissement des filaments de myosine sur les filaments d'actine au niveau des sarcomères qui conduit à la contraction (raccourcissement) du muscle.

Rôle du tonus musculaire : L'activité tonique des muscles permet au repos, de mettre l'ensemble de la musculature dans un état de tension minimale, de façon permanente et involontaire. Le tonus musculaire de repos est cette contraction musculaire de base sur laquelle se superpose l'activité musculaire volontaire, et qui se manifeste dans l'ensemble de la musculature squelettique d'une personne en état d'éveil. Le degré de contraction musculaire tonique varie en effet selon l'état physiologique et psychologique de chaque individu (en état de sommeil profond, le tonus disparaît complètement). La principale fonction du tonus est de donner une certaine rigidité à l'ensemble du corps pour ainsi opposer une résistance active à la force d'attraction terrestre qui entraîne le corps vers le bas, ce qui permet le maintien d'une attitude telle que la position érigée. C'est le système de lutte antigravitaire, assuré par des muscles axiaux spécifiques situés dans le plan postérieur et principalement extenseurs. Le tonus musculaire est assuré par la mise en jeu permanente des petites unités motrices de type 'S' relatif aux fibres musculaires commandées par les motoneurones à activité tonique.

1.1.3. Autres moyens semi-passifs

Ces moyens « semi-passifs » s'accompagnent d'une autre caractéristique anatomique qui permet par exemple, de faciliter la lutte contre la gravité : les forces passives de type « os contre os » au niveau d'articulations telles que le genou (en extension complète lors de la posture debout) et dans des ligaments étirés comme ceux présent sur la face antérieure des hanches. De plus, pour maintenir la station debout et lutter contre la gravité, les moyens passifs ne suffisent pas. Ils sont associés à une contraction musculaire active, requise notamment au niveau des extenseurs du cou et de la cheville pour éviter au corps humain, mais aussi à l'animal de s'écrouler (in Ting *et coll.* 2007) En effet, seul 1/4 voire 1/5^{ème} du poids de la tête peut être supporté par les structures ostéo-ligamentaires (Panjabi, 1998), montrant la nécessité du contrôle musculaire tonique et des couples articulaires pour maintenir la position du segment céphalique ou résister à un mouvement imposé (comme lors d'une collision automobile (Kumar 2005))

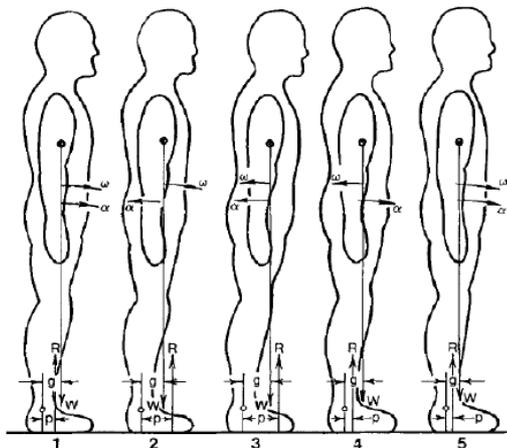
1.2. Régulation de l'équilibre : théories mécanique vs. « neurologique »

Précédemment, nous avons vu que le corps est le plus souvent en situation d'équilibre dynamique et nous avons retenu la notion de « régulation posturale »: le CP se déplace continuellement de part et d'autre de la projection du CG. Le contrôle de ces oscillations posturales (donc, de la stabilité de la station debout) a fait l'objet de nombreuses recherches (Winter *et coll.* 1998, 2001, Morasso *et Schieppati* 1999, 2002 ; Loram *et coll.* 2001) et conduit à deux hypothèses principales: celle qui plaide en faveur d'une régulation « mécanique », s'opposant aux partisans d'une régulation « neurologique » de l'équilibre debout, à l'instar des travaux de Collins *et coll.* Les premiers allouent aux mécanismes passifs (liés à l'élasticité des structures intervenant dans l'articulation) un rôle majeur (Winter *et coll.* 1998, 2001 ; Loram *et Lakie* 2002 ; Lakie *et coll.* 2003) tandis que les seconds présentent des arguments démontrant la prédominance des mécanismes actifs (Morasso *et Schieppati*, 1999 ; Morasso *et Sanguinetti*, 2002, Peterka *et coll.* 2002 ; Peterka *et Loughlin*, 2004). Une hypothèse intermédiaire émise par la suite apparaît aujourd'hui comme un consensus (Loram *et coll.* 2002 ; Casadio *et coll.* 2005). Le

modèle du pendule inversé a été proposé par Winter *et coll.* (1995) (cf. Figures 63,64) et par la suite souvent utilisé pour modéliser et caractériser la régulation de l'équilibre debout. Il se base sur l'hypothèse d'une régulation des oscillations posturales principalement à la cheville. Cependant, les études divergent concernant les contributions relatives des mécanismes actifs et passifs dans la génération de ce couple stabilisateur au niveau de la cheville.

Arguments en faveur d'un contrôle « mécanique »

Pour Winter *et coll.* (1998, 2001), la régulation posturale de la station debout est mécanique : le contrôle des oscillations résulte de la raideur intrinsèque de la cheville (CES des muscles de la cheville ; raideur des ligaments et des tendons) à laquelle s'ajoute le tonus musculaire des extenseurs assuré continuellement par les centres nerveux supérieurs.



Le corps du sujet est représenté par un unique segment, articulé avec les pieds (supposés fixes au sol) au niveau des chevilles, permettant des mouvements dans le plan sagittal. Le maintien de l'équilibre du corps est assuré par les déplacements du CP qui contrôlent ceux du CM : le sujet oscille d'avant en arrière.

W : poids, R : composante verticale des forces de réaction au sol, g et p : localisation du CM et du CP resp. ω et α : vit et accél. angulaires du pendule inversé resp.

Figure 63 : Illustration du modèle du pendule inversé proposé par Winter, 1995.

Tant que la raideur dynamique 'globale' est supérieure au niveau critique d'instabilité imposé par la gravité à la charge du corps, le pendule est en équilibre : à elle seule, la raideur articulaire à la cheville peut contrôler les oscillations au niveau de cette articulation. Si la raideur globale est inadéquate, la résistance à l'étirement peut être augmentée par les réflexes d'étirement ou un processus central.

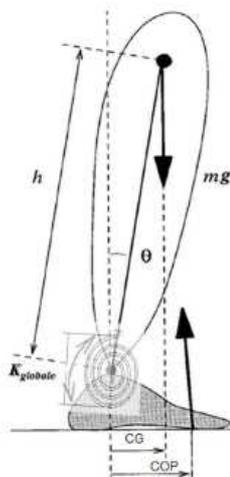


Figure 64 : Modèle du pendule inversé, contrôlé par la raideur de torsion ($K_{globale}$).

Figure adaptée par El Helou, de Morasso et Schieppati, 1999

$$K_{globale} \geq K_{seuil} \approx m \times g \times h$$

où la 'raideur seuil' représente l'inertie du sujet, m sa masse, g l'accélération de la gravité et h la hauteur estimée du CG

En plus de cette raideur « passive » qui permettrait le maintien de l'équilibre debout, deux autres arguments sont avancés pour montrer qu'il ne résulte pas d'un contrôle d'origine centrale: d'une part,

lorsqu'aucune autre perturbation externe que la gravité n'est appliquée à la position orthostatique, les oscillations n'atteignent pas le seuil d'activation des récepteurs articulaires et vestibulaires (Fitzpatrick et Mc Closkey, 1994 ; Simoneau *et coll.* 1996). Ceux-ci ne peuvent donc pas renseigner les centres nerveux supérieurs des phénomènes oscillatoires. D'autre part, l'oscillation du CP est étroitement couplée avec celle du CM (déplacement en phase), avec un délai de l'ordre de 50 à 70 ms. Or pour Winter *et coll.* (2003), ces latences sont incompatibles avec une régulation de haut niveau (Fig. 65).

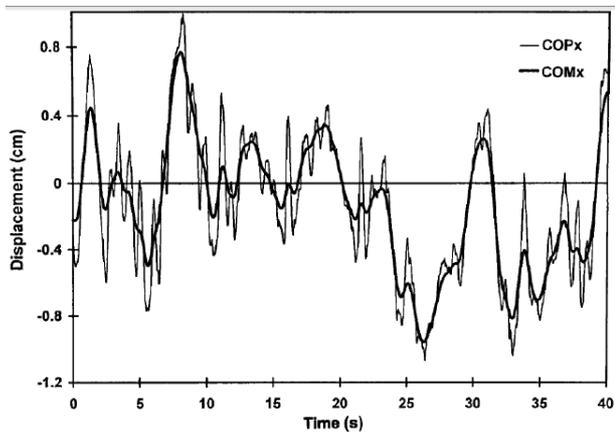


Figure 65 : enregistrement de 40 secondes des déplacements du CP en phase avec ceux du CM d'un sujet en station debout.

COPx, en trait fin,
COMx, en trait épais

d'après Winter *et coll.* (1998)

Arguments en faveur d'un contrôle « neurologique »

Tout d'abord, en reprenant le modèle du pendule inversé, certaines études ont réfuté l'hypothèse d'une régulation mécanique en montrant que la valeur de rigidité intrinsèque de la cheville (tendons, capsule articulaire, ligaments et composantes élastiques en série des muscles) était insuffisante pour le stabiliser (Loram et Lakie, 2002 ; Casadio *et coll.* 2005). Pour exemple, Morasso et Sanguinetti (2002) et Casadio *et coll.* (2005) ont montré que la raideur intrinsèque passive (due aux éléments élastiques uniquement) contribuait à hauteur de 60-90 % du couple stabilisateur. Dans ce cadre, les composantes séries élastiques ne peuvent induire suffisamment de rigidité au niveau des chevilles. La raideur intrinsèque de la cheville serait donc trop faible pour stabiliser à elle seule l'Homme en position debout. Un contrôle actif (central/neurologique et pour certains, anticipatoire) des oscillations posturales par les muscles de la cheville est nécessaire (Gatev *et coll.* 1999 ; Collins et De Luca, 1993). Par-ailleurs, la régulation mécanique imposerait que les tissus passifs transmettant la tension soient raides (comme le tendon d'Achille) or cela n'est pas observé. De plus, Loram *et coll.* (2004, 2005) ont observé par des ultrasons in vivo un mouvement en direction opposée –i.e. paradoxal- des muscles et du corps en posture statique et lors d'oscillations volontairement exagérées : lorsque le corps se penche vers l'avant, au lieu d'être étiré, le triceps sural se raccourcit (et inversement, au lieu de se raccourcir lors d'une inclinaison vers l'arrière il s'allonge). Cela produit un étirement du tendon d'Achille jusqu'à ce que la tension musculaire soit suffisante pour que le moment d'extension de cheville contrecarre l'action de la pesanteur. Ils montrent aussi que l'augmentation de la tension active est associée au raccourcissement du muscle. Ce pattern ne peut donc pas être produit pas des réflexes d'étirement musculaire, mais provient plutôt d'un contrôle neuronal anticipateur de la longueur musculaire nécessaire pour l'équilibre. Par-suite, ils postulent que la régulation posturale est organisée sans prise en compte des informations sensorielles, par opposition au contrôle en rétroaction. Les déplacements du CM sont contrôlés par une série de commandes sous forme "d'impulsion", à l'origine de mouvements brefs qui engendrent un déplacement balistique du CM. L'instabilité globale du système impliquerait des erreurs correspondant

aux oscillations posturales observées en posture "statique". Ces données suggèrent que le contrôle postural est programmé de manière centrale et qu'il se base sur un modèle interne ou schéma corporel qui intervient dans la sélection appropriée des synergies musculaires nécessaires aux régulations posturales et à l'élaboration d'un mouvement. Dans ce cadre, les oscillations seraient programmées sur la base d'un modèle interne construit et mis à jour à partir de l'ensemble des sources sensorielles détectant les mouvements du CP.

Ce mode de contrôle proactif a également été suggéré par Collins *et De Luca* (1993, 1994, 1995) sur la base de l'analyse des composantes aléatoires du signal stabilométrique. Ils attribuent la fonction de régulation de l'équilibre à des mécanismes d'origine neuromusculaire : le maintien de la posture orthostatique correspond en partie à un processus stochastique et en partie à un processus déterministe (cf. courbe de diffusion et contrôle en boucle ouverte/fermée). Le passage de l'un à l'autre a lieu à un point critique. Bien que le système nerveux central reçoive continuellement des afférences en provenance des organes sensoriels périphériques, ce n'est que lorsque les oscillations corporelles dépassent un certain seuil que les mécanismes de contrôle en boucle fermée se mettent en place i.e. des corrections posturales sont engagées lorsque le système estime que le déséquilibre est trop grand. L'utilisation de ce modèle de contrôle de l'équilibre debout a été validée dans l'étude de populations âgées (Collins *et coll.* 1995 ; Hsiao-Wecksler *et coll.* 2003) et chez des sujets atteints de la maladie de Parkinson (Mitchell *et coll.* 1995). A noter que Alexandrov *et coll.* (2005) soulignent la persistance d'une controverse autour de la manière dont le SNC contrôle l'équilibre, soit d'une manière rétroactive en générant des corrections automatiques aux déséquilibres (Peterka *et coll.* 2002), soit de manière anticipatoire (Fitzpatrick *et coll.* 1996). Enfin, l'implication du SNC dans la régulation de l'équilibre par un rôle intégrateur a aussi été renforcée par le constat d'un phénomène de sommation des informations proprioceptives de la cheville et de la sole plantaire selon Kavounoudias *et coll.* (2001).

Théorie « combinée » ou mixte

La littérature récente montre que la régulation de l'équilibre debout nécessite à la fois des composantes mécaniques et des commandes nerveuses pour maintenir un moment suffisant à la cheville. Cette théorie fait la synthèse des deux approches, et peut s'appliquer à la biomécanique musculaire (Fig. 56) Morrasso *et Sanguinetti* (2002) montrent que le contrôle anticipatoire de l'équilibre agit en synergie avec la rigidité intrinsèque de la cheville pour permettre au CP et au CM d'osciller en phase. Un contrôle neurologique s'additionne donc aux propriétés mécaniques intrinsèques des muscles de la cheville, en vue de stabiliser le pendule inversé. Selon Bottaro *et coll.* (2005), la commande neurologique de l'équilibre présente une composante tonique, continue et qui détermine la valeur de référence de l'angle du balancement, et une composante phasique, composée de boucles réflexes courtes ou longues qui maintiennent les oscillations autour de l'angle de référence. Approuvant cette théorie, Casadio *et coll.* (2005) suggèrent que si l'efficacité des mécanismes de contrôle anticipatoire se détériore (ex. avec le vieillissement), la rigidité de la cheville pourrait être augmentée par une coactivation musculaire.

Le contrôle central de la posture et du mouvement s'organiserait donc hiérarchiquement selon deux niveaux : un niveau supérieur de référence (modèle interne) et un niveau inférieur de contrôle qui serait dépendant du niveau précédent et qui aurait pour rôle d'adapter le programme postural aux différentes contraintes par la mise en oeuvre de boucles d'assistance régulatrices (Massion *et coll.* 1998). Ce modèle

rend bien compte de la grande flexibilité des réponses posturales. D'ailleurs, l'intégration d'une composante passive (due à l'interaction dynamique passive des segments les uns avec les autres) et active (commande centrale) a été constatée dans d'autres mouvements (ex : inclinaison du tronc (Crenna *et coll.* 1987 ; Odsson *et Thorstenson*, 1987 ; Pedotti *et coll.* 1989 ; Ramos *et Stark*, 1990 ; Vernazza- Martin, 1998), marche, ...

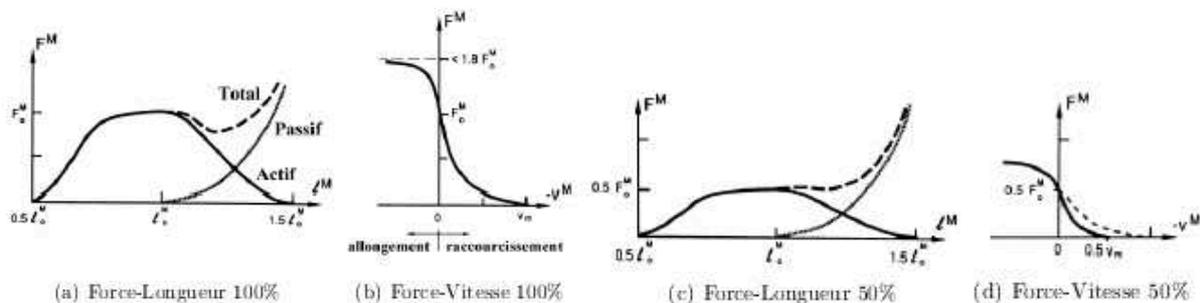


Figure 66 : Relation Force-Longueur et Force-Vitesse selon le niveau d'activation (d'après Zajac, 1989)

Il convient de se demander dans quelle mesure les théories associées au maintien de la stabilité de la station debout peuvent être appliquées à la situation de l'équilibre debout fortement perturbé au point d'induire dans certains cas une chute. Le comportement en pendule inversé observé en phase précoce traduit-il une régulation de « première instance », telle que celle observée lors de l'équilibre en station debout non perturbée ?

2. MODELES HUMAINS APPLICABLES AU CONTEXTE DE LA CHUTE

"Le cadre théorique de la robotique peut aider notre compréhension du contrôle postural [...] et inversement les connaissances biologiques sur la posture et la façon dont un Homme marche peuvent inspirer la conception des robots bipèdes ainsi que leur contrôle". Azevedo et coll. (2007)

2.1. Synthèse des modèles humains construits pour l'étude de la posture

De nombreuses publications ont abordé le problème de la modélisation du corps humain. Si l'étude cinématique d'un mouvement permet d'en rendre compte, de le quantifier et l'étudier, elle ne renseigne pas sur l'origine et l'élaboration du mouvement. La modélisation mécanique permet d'« enrichir l'étude cinématique par l'étude des forces et des moments, reflets d'une commande qui les engendre ». Dans le cadre de ce travail, nous aborderons de façon prépondérante les modèles directs (*"forward dynamics"*), la dynamique inverse constituant une des perspectives de cette étude prospective.

La modélisation du contrôle de l'équilibre perturbé a principalement été abordée dans le domaine de la robotique. Pour fournir à des robots bipèdes un équilibre statique stable, des techniques d'équilibration dynamique sont indispensables. Ainsi, de nombreux algorithmes de contrôle ont été testés, sur mannequins numériques ou directement sur des robots physiques. Un état de l'art des modèles osseux-articulaires et musculo-squelettiques développés dans le cadre du contrôle postural, voire pour quelques uns, plus précisément dans le contexte de la chute, est synthétisé dans le tableau placé en Annexe 16.

Cette revue montre que les travaux de modélisation appliqués au mouvement et présentés ici ont pour un grand nombre d'entre eux, été menés pour aborder le problème de la locomotion ; ou lorsqu'ils

concernent l'équilibration, c'est principalement d'un point de vue statique ou en réponse à des perturbations volontaires. Bien que leur nombre grandit, les études sur l'équilibration dynamique en réponse à une perturbation extérieure imprévisible restent minoritaires et la déstabilisation est généralement faible (exemple: le sujet n'a pas besoin d'effectuer de pas de rattrapage).

Au-regard de la littérature, un inconvénient méthodologique majeur provient du choix du modèle cinématique. Celui-ci est souvent réduit à un modèle simple de type « 1 segment + pied » (simple pendule inversé). L'ensemble des modèles recensés dans la revue publiée par [Van der Kooij et coll. \(2005\)](#) sur les méthodes permettant d'identifier et quantifier le contrôle de l'équilibre debout (notamment perturbé) s'appuient par-exemple sur ce modèle. S'il présente l'avantage d'être simple, ce type de modélisation ne reflète pas le comportement pluri-articulaire du corps qui est engendré lors d'une déstabilisation de l'équilibre. D'ailleurs, son utilisation a été validée à de nombreuses reprises pour représenter le contrôle postural, à l'image de [Gage et coll. \(2003\)](#) mais il convient d'en rappeler le contexte d'équilibre debout statique. De plus, le modèle du pendule inversé est surtout valide dans le plan sagittal. Le mouvement réduit à 2 dimensions, dans un plan antéropostérieur avec une seule rotation à la cheville autorisée ne peut être exploité dans le cadre de nos recherches portant sur la posture debout perturbée par translation de la surface de support. Même si [Maki et coll. \(1997\)](#) ont montré une faible rotation à la hanche avant l'initiation d'un pas, pour l'étude de la phase précoce de la chute, notre objectif était de modéliser le corps humain par un système multi-segmentaire poly articulé. L'hypothèse qu'aucun mouvement ne se produit aux genoux, l'absence de prise en compte du phénomène de charge/décharge des membres inférieurs se produisant à la hanche ou de l'implication des bras nous paraît trop réductrice dans le contexte de la chute. Face à ces mêmes constats, d'autres modèles se sont progressivement complexifiés en termes de nombre de segments inclus et de degrés de liberté. Ces modèles pluri-articulés sont un bon compromis ; bien qu'il existe des modélisations plus complexes, à l'image des modèles à éléments finis, particulièrement utilisés pour des simulations dans le domaine de l'accidentologie automobile. A ce niveau, il faut souligner la prise en compte de la variabilité des propriétés mécaniques, le nombre de degrés de libertés et le niveau de détail des structures biologiques auquel ils permettent d'accéder. Cependant, leur niveau de complexité est élevé par rapport au modèle de compréhension que l'on souhaite construire à ce stade de notre travail.

Par-ailleurs, la robustesse des modèles biomécaniques développés (osseux-articulaire ou musculo-squelettique) dépend de la modélisation des structures biologiques (comme les os, les muscles, les articulations,...) et de leurs lois de comportement. En effet, ces structures influencent le comportement mécanique du corps en mouvement, d'où l'importance de caractériser avec précision des paramètres tels que les propriétés inertielles des segments corporels, la géométrie osseuse ou musculaire, la rigidité et l'amortissement à chaque niveau articulaire,. Pourtant, lorsqu'il s'agit de définir de tels paramètres, notre état de l'art met en évidence l'utilisation prépondérante de données issues de la littérature : pour exemples, les tableaux anthropométriques de Dempster 1967, Chandler 1975 ou Zatsiorsky 1990 sont souvent employés. [Robert et coll. \(2007\)](#) montrent que l'estimation des paramètres inertiels à partir des équations de [Dumas et coll. \(2006\)](#) dans une modélisation appliquée à une tâche d'équilibration est appropriée. L'exemple d'un modèle personnalisé est présenté à l'image de [Yang et coll. \(2010\)](#) qui ont appliqué une procédure de dynamique inverse à leurs données expérimentales afin d'estimer les moments articulaires résultants qui leur servent alors de paramètres d'entrée. Cependant, la

personnalisation complète d'un modèle, du point de vue de la géométrie et des inerties, et appliquée à une situation comme la chute, n'a à notre connaissance pas encore été menée. Le panel est donc étendu, du modèle le moins bio-fidèle (mannequin de Nagata, 2007) au modèle personnalisé, spécifique au sujet étudié grâce à une technologie comme EOS.

Enfin, nous concluons ce résumé des modèles humains existants et exploité pour l'étude du contrôle postural en évoquant les différents types de modèle que l'on peut trouver. En effet, la littérature révèle un nombre important de modèles numériques de l'être humain et on peut notamment distinguer les modèles ostéo-articulaires et les modèles musculo-squelettiques. Les premiers modélisent uniquement des moments articulaires, obtenus soit indirectement (données de la littérature,), soit à partir de données expérimentales par dynamique inverse, tandis que les seconds modélisent également les muscles et introduisent une boucle de contrôle rétroactif pour modéliser en partie l'action du système nerveux (Park *et coll.* 2004 ; Ting *et coll.* ; Alexandrov *et coll.*). Dans le cadre de cette étude, l'objectif sera à terme de parvenir à ce type de modélisation neuro-musculo-squelettique. Cependant, en guise d'étude préliminaire, dans cette première étape de travail et pour vérifier l'existence d'une phase passive, il nous a paru plus approprié d'élaborer un modèle mécanique personnalisé multiarticulé, adapté au contexte dynamique que représente la situation de chute. Le domaine d'application est en effet important à prendre en compte dans la considération du modèle à utiliser, à l'image du simple pendule inversé qui n'est pas pertinent dans le cadre de l'étude de la posture debout perturbée.

2.2. Aller plus loin sur un modèle poly-articulé

2.2.1. Modèles : principes généraux

Le modèle anthropométrique est à la base de l'analyse biomécanique : il définit les segments joints par des articulations pour décrire la cinématique du mouvement puis les paramètres inertiels, qui permettront de calculer les grandeurs cinétiques et dynamiques. L'exactitude de ces grandeurs mécaniques dépend du degré de précision des données (anthropométriques, cinématiques : estimation des centres de rotation, nombre de segments et de degrés de liberté, nature des articulations,...) et des hypothèses simplificatrices formulées (rigidité,...). A partir d'une revue des méthodes et des modèles existants, nous justifierons les choix méthodologiques qui ont été réalisés dans le but de retenir un modèle de corps humain qui soit aussi « bio-fidèle » que possible.

Paramètres inertiels segmentaires

Les biomécaniciens ont cherché à approcher, de manière directe ou indirecte, les paramètres inertiels segmentaires (PIS), car ceux-ci sont indispensables à une analyse mécanique exhaustive. La modélisation inertielle permet de caractériser les données anthropométriques segmentaires propres à chaque individu : elle fournit la masse et le volume d'un segment, la position de son centre de masse et des centres géométriques du volume, la densité moyenne, les rayons de girations et les principaux moments d'inertie selon les axes du repère local lié au segment (matrice d'inertie) des segments. Les PIS peuvent être choisis pour représenter un individu moyen (Whitsett, 1963) ou dans le meilleur des cas, être personnalisés pour correspondre spécifiquement à un sujet. Plusieurs techniques d'obtention des PIS ont été envisagées. Les plus utilisées sont exposées succinctement ci-après : à partir d'une dissection de cadavres, les premières méthodes utilisaient des méthodes de suspension et d'équilibrage (avec fil à plomb et balance d'équilibrage) pour estimer les CM de chaque segment humain découpé

(Dempster, 1967) ; d'autres utilisaient l'immersion des pièces corporelles (Harless, 1860 ; Meeh, 1894) pour déterminer, après pesée les volumes puis les densités. Cette méthode a également servi sur sujets vivants pour obtenir le volume puis la masse des segments dont la densité est présupposée (Plagenhoef, 1983). Il y a certains biais liés aux mesures sur données cadavériques: tout d'abord, elles portent sur des échantillons restreints de population (en 1 siècle, seuls 50 cas disséqués) ; d'autre part, la comparaison est difficile entre les études car les plans de dissection ne sont pas toujours détaillés (Krogman et Johnston, 1963) ou les tissus se déplacent lors du découpage ; Enfin, Zatsiorsky *et coll.* (1990) soulignent qu'il y a une différence de la qualité des tissus vivants et post-mortem. La pesée dans diverses postures constitue une autre méthode appliquée depuis longtemps, à l'instar de Bernstein (1931), qui a ainsi obtenu les masses segmentaires de 152 sujets âgés de 10 à 75 ans. Plus récemment, Pataky *et coll.* (2003) proposent un protocole de mesure à l'aide d'une plateforme de forces. Les variations spatiales du centre de pression entre une position couchée et l'élévation successive de l'avant bras, du bras, de la jambe et de la cuisse, permettent alors d'obtenir la masse du segment en supposant son centre de rotation (de Leva, 1996) et son CM (Zatsiorsky *et coll.* 1976). De même, les gestes de soulever statique de charge, technique en jambe ou en dos sont régulièrement utilisés pour optimiser la position du CM du tronc (Heiss *et Pagnacco*, 2002 ; Kingma *et coll.* 1996).

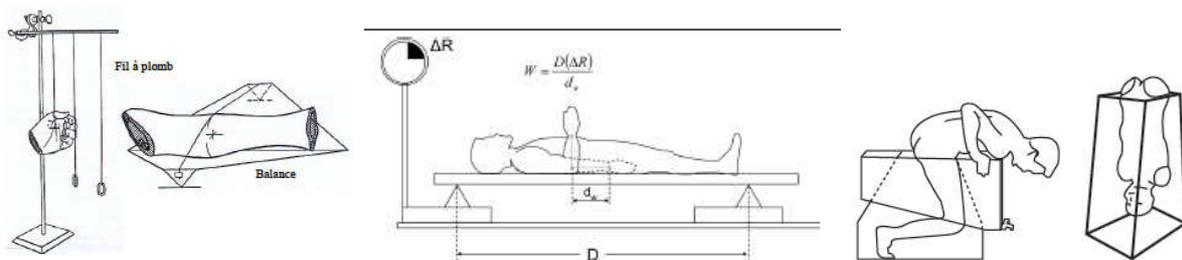


Figure 67 : méthodes de détermination des PIS, sur cadavres par méthode de suspension (→estimation des CM) (Dempster 1967), dans différentes postures par la méthode des changements de réaction (DR) : exemple de l'avant bras (d'après Clauser *et coll.* 1969) (→ masse des segments) ; volumes par immersion ; CG et MI par balancier

Avec l'évolution technologique, des méthodes de mesure directe plus précises et présentant moins d'inconvénients ont été développées : ce sont les techniques d'imagerie médicale. Elles ont permis d'étendre les études sur des individus vivants et de toucher de plus larges populations (Bernstein, 1931; Plagenhoef, 1983 ; Zatsiorsky *et Seluyanov*, 1983). Elles présentent aussi l'avantage d'accéder aux volumes des segments ou à la proportion des tissus les constituant. Dans ce domaine, les PIS peuvent par-exemple être déterminés à partir du scanner (tridimensionnel de surface (Dannen *et Water*, 1998 ; Norton *et coll.* 2002), ou gamma à mono-intensité (Zatsiorsky *et Seluyanov*, 1979, 1983, 1985), de la tomographie (Erdmann *et Gos*, 1990), du DXA (absorptiométrie) (De Leva, Ganley) ou encore de l'IRM (Mangiolo *et Marin*, 1990 ; Pinti *et coll.* 2000 ; Cheng, 2000). La fiabilité, la rapidité dans la durée de mesure, et la reproductibilité (malgré la persistance d'incertitudes lors de la reconstruction liées par exemple aux ombres, ou aux mouvements pendant l'acquisition) sont avantageuses. Cependant, ces systèmes présentent certains inconvénients : tout d'abord, ces systèmes sont généralement coûteux et leurs contraintes techniques en rendent l'utilisation difficile. De plus, les rayons Gamma ont pour inconvénient d'exposer l'individu à des radiations, et si l'IRM est quant à elle non invasive et non irradiante, elle nécessite la reconnaissance de la nature des différents constituants corporels (os, muscles, tissus adipeux) et d'en calculer les densités pour obtenir les données inertielles. A l'égard de

ces limites, le système EOS est un outil intéressant à utiliser dans le cadre d'une modélisation personnalisée et paramétrée du corps humain : la position debout permet d'évacuer les problèmes liés à la position allongée du scan avec une modification de l'alignement des membres ; une méthode d'imagerie peu irradiante, qui offre la possibilité d'identifier avec précision différents repères et zones anatomiques, les centres de liaison, etc. sur l'ensemble du corps d'un adulte, selon une méthode validée, qui permet ensuite de déterminer les paramètres d'inertie.

A noter enfin qu'il existe encore d'autres méthodes originales, de mesure directe et indirecte, pour estimer et/ou calculer les PIS et qui ne seront pas exposées ici : nous pouvons citer la méthode du profil corporel (Shan *et* Bohn, 2003) ; la méthode de l'accélération des segments (Bouisset *et* Pertuzon, 1968 ; Cavanagh *et* Gregor, 1974) ; l'analyse de la période d'oscillation (Tikhonov 1973) ;... ou la libre oscillation (méthode du pendule) où le modèle est composé de cylindres et les changements inertiels sont étudiés (Lebiedowska 1997 ; Dowling 2006). La prise de photos dans différents plans (Davidson 2008) peut aussi permettre l'estimation personnalisée de paramètres segmentaires. Enfin, la photogrammétrie (Miller *et* Nelson, 1973 ; Contini *et coll.* 1963 ; Hatze *et* Baca, 1992 ; Ignazi *et coll.* 1980 ; Jensen, 1978 ; Sarfati *et* Ladin, 1993 ; Weinbach, 1938) permet de calculer de manière satisfaisante les PIS à partir de 4 postures de référence sur fond noir et des indications de masse grasse (précision de 2% sur la longueur segmentaire à 12% pour certains moments d'inerties selon Baca (1996). Sur sujets vivants, les techniques de stéréophotogrammétrie (Mc Conville *et* Churchill 1980 ; Young *et* Chandler, 1983) estiment différents PIS sur une hypothèse de densité constante,...

Type de modèle : modélisation géométrique vs. proportionnelle

Etant donné que la mesure directe n'est pas toujours envisageable, car elle est lourde quelle que soit la méthode, les biomécaniciens ont cherché à définir des modèles de prédiction pour approcher les paramètres inertiels des segments. Ces modèles anthropométriques se distinguent en deux catégories : les modèles géométriques et les modèles proportionnels. Les premiers modélisent les segments du système étudié par des formes géométriques simples et diverses (Hanavan, 1964 ; Jensen, 1978 ; Hatze, 1979 ; Yeadon, 1990). La dénomination des seconds provient du fait que les PIS sont estimés par des équations de régression linéaire (Dempster, 1955 ; Clauser, 1969 ; McConville, 1980 ; Zatsiorsky, 1979 ; 1983, 1985 ; Winter, 1990 ; De Leva, 1996).

Modèles géométriques

Dès la fin du 19^{ème}, des auteurs travaillent sur des modélisations simples à base de sphères et de cylindres (Harless, von Meyer, Skerlj) mais les travaux de Simmons et Gardner dans les années 70 marquent le début de la modélisation géométrique (Chandler *et coll.* 1975). Les modèles géométriques considèrent le corps comme une chaîne arborescente de segments poly articulés. La technique de modélisation mathématique consiste à représenter approximativement les contours des différents segments par des solides de volumes et formes géométriques simples et diverses dont les PIS sont directement calculables à l'aide des équations des moments inertiels pour ces formes géométriques, en se basant sur une hypothèse de densité moyenne, trouvée dans la littérature pour chaque segment (provenant des études cadavériques par exemple) (Hanavan, 1964). Le dimensionnement des volumes nécessite, selon les modèles, un certain nombre de relevés anthropométriques suivant un protocole précis. On obtient ainsi le volume, la masse, le centre de gravité dans le repère local de l'élément

géométrique et la matrice d'inertie dans ce même repère local. On peut citer, du plus léger au plus lourd, en termes de mesures (dépendant du degré de précision voulu des PIS), le modèle de Hanavan (1964), de Jensen (1978) et celui de Hatze (1980) (Annexe 14)

Avantages et inconvénients : Cette méthode permet d'obtenir directement les paramètres inertiels et présentent également l'avantage de nécessiter un faible nombre de relevés anthropométriques. Cependant, modéliser les segments complexes et de forme irrégulière comme des formes géométriques simples et homogènes constitue une approche réductrice de la réalité. Néanmoins, la personnalisation de la modélisation géométrique et mécanique du système musculosquelettique est désormais possible, sur la base de données personnelles à la fois externes (mesures anthropométriques classiques) et internes (accès à la morphométrie du rachis, du bassin, etc. par une méthode de reconstruction stéréoradiographique tridimensionnelle).

Modèles proportionnels

Les « modèles proportionnels » reposent sur le postulat d'une corrélation entre les PIS et les mesures anthropométriques de la population de référence (Zatsiorsky et Seluyanov, 1985). A partir d'une ou plusieurs variables mesurées directement sur le sujet, telles que la taille, la masse totale du sujet pour le calcul des masses de chaque segment, et d'autres données anthropométriques, ces équations sont établies et étendues pour déterminer les paramètres inertiels sur une population plus large. Les équations sont de la forme $BSP = k_1 + k_2 * \text{masse} + k_3 * \text{taille}$. Les longueurs segmentaires permettent d'estimer, avec la masse de chaque segment, la position du centre de gravité des segments à partir d'une extrémité et les rayons de giration des segments pour déterminer les matrices d'inertie segmentaires.

Avantages et inconvénients : Comme exposé dans le tableau en Annexe 15, ces modèles présentent l'avantage d'utiliser un minimum de paramètres à mesurer et sont donc simples à mettre en oeuvre. Des relations de proportionnalité sont identifiées entre la masse de chacun des segments et la masse totale, la position du centre de gravité par rapport à une extrémité du segment et sa longueur, entre le rayon de giration et la longueur du segment,. Cependant, il y a plusieurs limites comme le fait que les coefficients donnés représentent un modèle moyen, pas forcément représentatif car il y a une nécessité de prendre en compte la population ayant servi de référence pour mesurer les paramètres anthropométriques. En effet, si la dispersion des paramètres inertiels est faible car les populations utilisées pour construire ces modèles sont homogènes et souvent restreintes, la divergence des PIS d'un groupe précité à un autre est facile à appréhender : étudiants en éducation physique chez Zatsiorsky, soldats chez McConville, athlètes chez Plagenhoef, échantillon de la population chinoise dans l'étude de Hui (1999) et vieux hommes caucasiens chez Dempster,...

Certains auteurs ont comparé ces deux types de modèles (Durkin et Dowling, 2003 ; Zatsiorsky et Seluyanov, 1990 ou encore Kingma et coll. 1996). Ils montrent de meilleurs résultats avec le modèle géométrique. D'autre part, les mouvements des tissus mous (muscles, peau, viscères, masse adipeuse, fluides,...) ou encore la respiration pourraient engendrer des mouvements et déformations mais selon Hatze (1980), n'affecteraient les PIS qu'à hauteur de 6%.

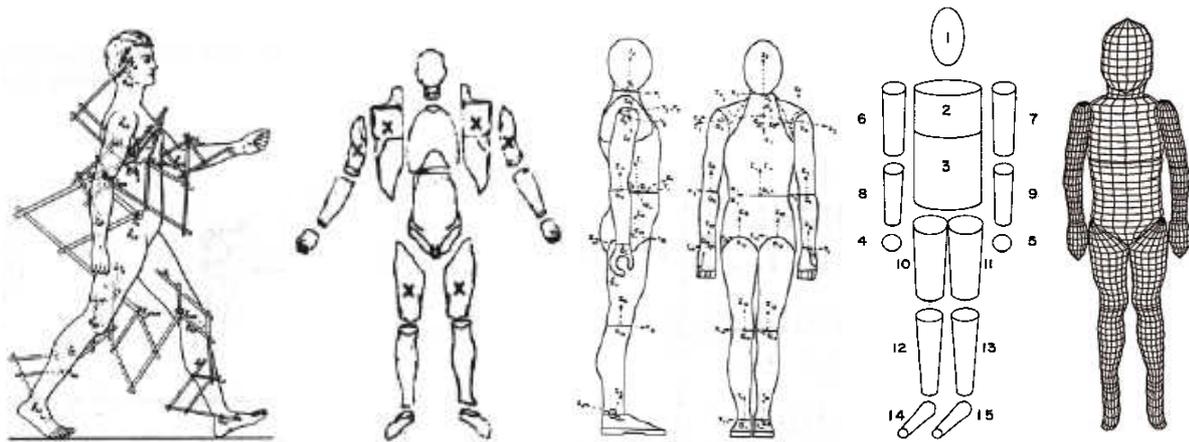


Figure 68 : Appareil de Braune et Fisher, Grandes étapes de la dissection selon Dempster (1955) ; Modèle mathématique du corps humain selon Hatze (1980) ; Modèle géométrique du corps selon Hanavan (1964) ; Modèle mathématique d'un garçon de 6A (Jensen, 1993) Source : Begon et Lacouture (2005)

3. SYNTHÈSE & CHOIX DU MODÈLE

La chronologie de la chute mise en évidence par nos expériences préalables nous a amené à considérer l'intérêt de construire un modèle pour comprendre la phase inertielle de la chute. Nous avons émis l'hypothèse qu'en phase précoce qui représente un intervalle de temps inférieur à 200 ms, il n'y a pas de variation de la raideur « active » (liée à une contraction musculaire phasique) : le sujet « repose » sur une première ligne de défense mécanique, constituée par ses propriétés biomécaniques corporelles. Ce postulat explique la raison pour laquelle nous avons sélectionné un modèle du corps purement mécanique dans cette première approche : nous ne prenons pas en compte, à ce stade, l'activité musculaire associée aux mouvements des différents segments corporels.

La revue de la littérature a permis de faire le point sur les principaux modèles utilisés, replacés dans leur contexte (méthode, population ou source des mesures, etc.) de façon à justifier certains des principes méthodologiques qui ont guidé nos choix. Dans un contexte dynamique, un modèle multiarticulé, personnalisé au niveau géométrique et inertiel nous paraît approprié. En effet, la modélisation du comportement dynamique d'un système mécanique poly-articulé passe nécessairement par une description des propriétés mécaniques du corps humain, et implique la connaissance des propriétés massiques segmentaires, de leurs paramètres géométriques et inertiels. Nous avons souligné la difficulté d'obtenir, calculer et/ou estimer ces propriétés via des mesures directes ou le calcul de grandeurs anthropomorphiques corporelles. Nous avons aussi évoqué les avantages et limites relatifs à la modélisation géométrique et proportionnelle. Disposant d'un système d'imagerie corps entier, une modélisation géométrique du corps de chaque sujet a pu être générée ; à l'exception des membres supérieurs. En effet, le système ne permet pas à ce jour de les reconstruire sur la base des radiographies, donc nous nous sommes orientés vers une modélisation proportionnelle en nous appuyant sur les données de la littérature. Ces mesures directes offrent l'avantage de la bio-fidélité, tout en permettant aussi une meilleure segmentation du corps en identifiant avec plus de précision les centres articulaires et de rotation propres ; et une meilleure connaissance de l'anatomie associée. Le modèle adulte multi-segments rigides articulés retenu présente donc l'avantage d'être à la fois paramétrable (car numérique)

et personnalisable, au niveau morphologique, anthropométrique et inertiel. Globalement, la méthode permet, à partir des reconstructions tridimensionnelles, d'accéder aux données géométriques et calculer certaines données inertielles (masse, position CM, matrices d'inertie,...). Néanmoins, si la littérature sert de comparatif aux résultats obtenus, elle nous a aussi fourni des valeurs de référence pour compléter les données manquantes aux calculs sous EOS (butées articulaires, densité moyenne, paramètres de raideur/viscosité-amortissement). Pour les générer, nous avons adopté le modèle proportionnel de Zatsiorsky *et Seluyanov* (1985) car la population servant à la détermination de leurs équations est proche de la notre et d'autre part, les ajustements apportés par De Leva permettent de repérer directement les CM locaux à partir des centres articulaires. Les PIS sont ensuite implémentés dans le modèle multi-segmentaire de type masse-ressort retenu.

En résumé, cette étude avait pour but d'évaluer déterminer la pertinence d'une telle modélisation au regard des résultats issus de la partie expérimentale. En ce sens, elle appartient à une phase exploratoire plus large et constitue à ce titre une étude « prospective », de faisabilité.

4. EXPERIMENTATION : identification des paramètres

4.1. Démarche

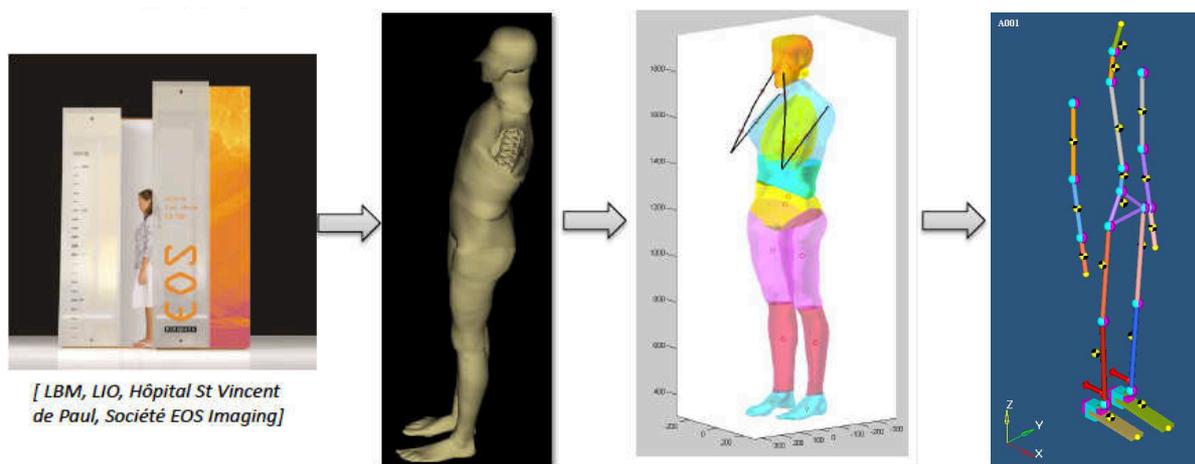


Figure 69: de l'identification à la reconstruction : Radiographie corps entier (EOS) → Modélisation → Reconstruction 3D → géométrie et paramètres inertiels personnalisés → implémentation au modèle

4.2. Population

Tous les sujets recrutés sur cette deuxième partie de l'étude avaient passé la phase expérimentale de la chute sur la « machine à tomber » au CESEM. Les sujets inclus dans cette étude étaient sains et volontaires, leurs radiographies ne présentaient pas de déformation du système ostéo-articulaire au niveau du tronc (critères d'inclusion). Toutes les radiographies ont été faites sous contrôle médical. Ce protocole a été approuvé par le comité d'éthique de l'Hôpital de la Pitié-Salpêtrière (CPP 06036).

4.3. Reconstruction 3D et Détermination des PIS

Suite aux expérimentations sur la plateforme de recherche du CESEM (Université Paris Descartes), les sujets se sont soumis à la prise de deux clichés (face/profil). Cette partie de l'étude se déroulait dans les locaux de l'ENSAM Paris Tech car le Laboratoire de Biomécanique dispose d'un système d'imagerie basse-dose qui a permis de radiographier les sujets.

Dispositif expérimental : système d'imagerie EOS

Le système d'imagerie ostéo-articulaire EOS à basse dose d'irradiation a servi à l'obtention simultanée de radiographies corps entier biplanaires de patients en position debout (Dubousset *et coll.* 2005). Ce système inauguré en 2003 au LBM (ENSAM, Paris) cumule de nombreux atouts: il associe à une dose de rayons X très inférieure à celle d'une paire de radiographies conventionnelles grâce au détecteur gazeux (théorie inventée par Georges Charpak) les avantages du 3D : à partir de deux radiographies simultanées (cliché de face et de profil) associé à un balayage de la tête aux pieds, il permet au clinicien d'avoir une vision globale, de l'équilibre postural et d'établir un diagnostic. Surtout, une reconstruction 3D de tous les niveaux ostéo-articulaires est possible à partir de ces 2 seules radiographies, lorsque 300 coupes scanner sont nécessaires pour reconstruire une colonne vertébrale. L'obtention de la géométrie tridimensionnelle de pièce osseuse (colonne vertébrale, bassin, genou, ...) est d'une précision proche de celle obtenue par reconstruction scanner. En outre, la multi-énergie permet de distinguer les tissus denses et les tissus mous; et même de caractériser l'état du système squelettique (ostéoporose, ...).

Ces résultats proviennent de la combinaison de deux innovations majeures:

- Travaux de G. Charpak (prix nobel de physique) et de la société Biospace Instruments (1997) : Radiographie numérique à balayage (détecteurs à micropistes), à très basse dose d'irradiation. La qualité et la dynamique de l'image permettent d'explorer sur un même cliché des tissus variés (os, poumons), mais l'image obtenue est plane.

- Travaux des équipes du LBM-ENSAM-CNRS et du LIO (Laboratoire de recherches en imagerie et orthopédie-ETS-CRCHUM (Montréal), en collaboration avec les services de radiologie et d'orthopédie du centre hospitalier Saint Vincent de Paul – prof. J. Kalifa et J. Dubousset: développement d'une méthode innovante de reconstruction 3D précise de l'enveloppe externe d'une structure ostéoarticulaire à partir d'une simple paire de clichés radiographiques.

4.4. Construction du modèle

Procédure de reconstruction

Des procédures de reconstruction personnalisées, en 3 dimensions du corps et des segments corporels ont été élaborées au-sein du Laboratoire de Biomécanique (LBM, Arts et Métiers ParisTech, Paris). Elles se basent, à partir de radiographies (face et profil) du corps entier acquises grâce au système biplanair basse-dose d'irradiation EOS© (Dubousset *et coll.* 2005) et sur sujets adultes (Collette *et coll.* 2005), sur l'identification de l'enveloppe externe du corps, de points remarquables, de repères spécifiques et de zones anatomiques permettant ensuite des reconstructions osseuses. Ces algorithmes complexes permettent de fournir la géométrie « générique » de chaque structure osseuse à reconstruire (vertèbre, bassin, fémur, etc.). La richesse des informations radiographiques et les méthodes avancées de reconstructions rendent possible la détermination des paramètres inertiels des segments corporels de chaque sujet. La faisabilité de la détermination des PIS par cette technique a été démontrée, notamment sur la cuisse adulte par les travaux de Dumas *et coll.* (2005). En pratique, l'opérateur visionne les radiographies et spécifie la géométrie de la structure considérée de façon à affiner et rendre le modèle générique compatible avec les informations projetées. Ainsi, une identification semi-automatique de zones anatomiques a été effectuée sur chaque radiographie Antéropostérieure (AP) et Latérale (LAT). Les algorithmes sont basés sur une première estimation de l'enveloppe et de la position de chaque élément (contours de la peau, os) à partir d'un modèle générique et/ou de données statistiques. Ensuite, une déformation de ce modèle générique est appliquée en utilisant les principes de points et de contours non stéréo-correspondants (Mitton *et coll.* 2000 ; Pomero *et coll.* 2004 ; Laporte *et coll.* 2003).

En résumé, les algorithmes de reconstruction consistent en 4 étapes : la projection des contours 3D du modèle générique sur les radiographies ; l'association entre les points des contours des radiographies et les points des contours 3D projetés ; enfin, l'optimisation de la solution initiale et sa déformation permet de minimiser la distance entre les contours radiographiques et 3D projetés.

Dans ce projet doctoral, notre procédure de reconstruction a consisté pour chaque sujet, à identifier l'enveloppe corporelle, puis certaines structures osseuses ont été reconstruites en trois dimensions telles que le rachis (cervical, thoracique et lombaire), le bassin et les membres inférieurs (fémur, tibia), en utilisant le logiciel IdefX©. Les algorithmes de reconstruction du rachis (décrits par Humbert *et coll.* 2009) ont notamment permis d'établir la frontière entre le thorax et l'abdomen, car celle-ci dépend de la reconstruction et de la position 3D de la vertèbre L3. La cage thoracique a également été reconstruite en utilisant une méthode spécifique de reconstruction développée (Jolivet *et coll.* 2009) avec une précision de 5 mm sur la longueur de côte, -4 mm sur la largeur maximale, 5 mm sur la longueur de corde et 81 mm² sur l'aire de la côte. Le volume des poumons est basé sur la géométrie de la cage thoracique. Parce qu'ils contiennent de l'air, la densité des poumons a été définie pour que la densité globale du thorax complet (comprenant les poumons et les autres organes intra-thoraciques) reste en accord avec la littérature.

Concernant les membres supérieurs, la méthode de reconstruction 3D à partir de deux vues planes n'est pas encore finalisée pour les bras, avant-bras et mains, notamment à cause du manque de visibilité des membres supérieurs partiellement occultés lors de la prise de clichés et le recouvrement qui rend l'identification difficile. Ces segments ont donc été représentés par des solides rigides. Les positions de certains repères anatomiques ont été identifiées sur les radiographies frontales et latérales (acromion, olécrane, poignet, bout des doigts). Ensuite, leur position 3D a été reconstruite par un algorithme de Points Stéréo-Correspondants (SCP), qui est une adaptation de l'algorithme DLT (Direct Linear Transformation) (Abdel-Aziz *et Karara*, 1971). Le tableau suivant donne la position des CM des membres supérieurs, d'après les travaux de Dempster (1955) et de Leva (1996) et la méthode de calcul de la masse des bras.

Segment et points de référence	Distance de la référence au Cdm
Main (de l'articulation radio-carpienne à l'extrémité du majeur)	36,2 %
Avant-bras (de l'articulation ulno-humérale à la radio-carpienne)	43,0 %
Bras (de l'articulation gléno-humérale à l'ulno-humérale)	46,8 %

La masse des bras a été calculée par application de l'équation :

$$m_{\text{membres_supérieurs}} = 2 * 0,07174 * m_{\alpha} \quad \text{avec}$$

$$m_{\alpha} = m_{\text{bassin}} + m_{\text{cuisses}} + m_{\text{abdomen}} + m_{\text{thorax}}$$

Tableau 13 : Détermination des CM locaux et de la masse des membres supérieurs

Enfin, des points remarquables comme les centres de liaison ou l'emplacement des marqueurs tel qu'il avait été défini dans la partie expérimentale ont été identifiés.

A noter que la méthode de reconstruction corps entier a fait l'objet d'une évaluation publiée récemment par Sandoz *et coll.* (2009) : à l'aide d'une plateforme de force qui permettait d'obtenir la projection du CG pendant l'acquisition radiographique, ils ont évalué la précision globale de la méthode en comparant la différence entre les masses totales réelles et les masses totales estimées (calculées par addition des masses de chaque segment corporel virtuel), et en calculant la distance entre

les projections au sol des CM global mesurées et calculées (défini comme le barycentre pondéré des CM de tous les segments). Il faut ajouter que la précision de la plateforme d'effort avait été évaluée (Duflos *et coll.* 2007) à moins de 0,3 % sur la masse et à 1,5 mm en moyenne sur la position de la projection du CM. Concernant la validation de la méthode, la moyenne des écarts entre les masses (réelle et calculée) était de 2,6 % (1,1-4,6 %, sd 1,2 %). La position de la projection du CM calculée est espacée de celle mesurée de 4,5 mm en moyenne (2-10 mm, sd 3,2 mm). De plus, une étude de sensibilité avait permis d'évaluer l'influence des écarts de reconstruction 3D sur l'estimation de la géométrie des segments corporels ; correspondant à un écart moyen de 0,25% pour le thorax et 1,2% pour l'abdomen.

Paramétrage du modèle / évaluation des inerties

La brève synthèse bibliographique autour du paramétrage des modèles qui va suivre nous permettra de finir d'exposer et justifier les principes théoriques et méthodologiques qui ont guidé nos choix. Les tableaux suivants contiennent les propriétés mécaniques des articulations ; et les amplitudes articulaires.

Raideur et viscosité des articulations chez l'adulte

Les propriétés mécaniques requises pour le modèle sont la raideur en rotation et la viscosité des articulations, à chaque articulation, et dans son amplitude de mouvement habituelle. Pour cela, nous avons pu nous baser sur certaines données trouvées dans la littérature, dont quelques sources sont citées dans le *Tableau 14* (Cochu *et coll.* 2001 ; Perry, 1992 ; Zhang *et coll.* 1998 ; Brown *et McGill*, 2009 ; Tognella *et coll.* 1997).

Les propriétés appliquées à notre modèle sont recensées en *Annexe 17*.

Référence	Articulations concernées	Paramètre mécanique	Méthode	Validation
Zhang <i>et al.</i> 1998	genou	raideur, viscosité en fonction de l'angle de contraction	Perturbation sinusoïdale	Comparaison avec les résultats d'autres études
Brown <i>et McGill</i> , 2009	Colonne lombaire	raideur et amortissement en rotation (flexion et mouvement latéral)	EMG pour la mesure de couple et mouvement 3D de la colonne par un système de suivi électromagnétique	-
Tognella <i>et al.</i> 1997	cheville	raideur, viscosité	Tests isocinétiques, perturbations sinusoïdales et quick-release	Comparaison avec les résultats d'autres études, et doubles tests de quick-release

Tableau 14 : Revue de littérature pour la détermination des raideurs et viscosités

Amplitudes / Butées articulaires

Les amplitudes articulaires ont été prédéfinies à partir de Kapandji (2004) et sont recensées dans le *Tableau 15* ci-dessous. Ici, seule l'épaule était prise en compte, et non différenciée de la clavicule.

	Flexion/extension		Abduction/Adduction		Rotation interne/externe	
	min	max	min	max	min	max
Cheville	30-50°	30-50°				

Genou	120-130°	0°				
Hanche	120-130° *	30°	45-50°	20-30°		
Buste	-55°	95°	-35°	35°	-40°	40°
Cou	-75°	40°			-50°	50°
Epaule	-50°	180°	-30°	150°	-30°	140°
Coude	0	160°				
Poignet	-45°	15°	-85°	85°	-85°	90°

Tableau 15 : Valeurs des amplitudes articulaires choisies (d'après Kapanji, 2004).

*flexion cuisse sur tronc

Segmentation du corps

Nous considérons le corps humain comme un système composé de segments rigides articulés. Le découpage segmentaire retenu est celui décrit par Dumas *et coll.* (2007), exceptées les délimitations pour définir le cou et l'abdomen, qu'ils n'ont pas considéré dans leur travail. A partir de l'identification des centres articulaires, l'enveloppe a été divisée en 11 segments : au niveau du squelette axial : la tête, le cou, le tronc (sous divisé en 3 : le thorax, l'abdomen et le bassin) ; au niveau des membres inférieurs : les pieds, les jambes et les cuisses. La délimitation tête-cou a été définie par le plan horizontal passant au niveau du centre du corps vertébral de la vertèbre C1. La frontière thorax-abdomen est représentée par le plan horizontal passant par le point le plus antérosupérieur du corps vertébral de L3 (cf. Tab 16)

Définition des liaisons

Les segments sont interconnectés, joints par des articulations qui vont permettre de définir le mouvement relatif entre 2 segments adjacents. En mécanique, une liaison est caractérisée par son nombre de degrés de liberté. Différents types de liaisons permettent, lorsqu'ils sont combinés, 1 à 6 degrés de liberté (DDL) par articulation. Une grande partie des modèles existants ne considère que des mouvements de rotation pour définir les articulations du membre inférieur (Winter, 1990 ; El Hafi, 2000). D'autres spécifient 6 DDL pour éviter une modélisation a priori de chaque articulation (Woltring, 1985 ; Doriot, 2001). Cette disposition permet de prendre en compte le mouvement complexe de certaines articulations comme le genou (Chèze, 1993). Dans notre modèle, ce choix a été effectué, avec des liaisons de type « rotule » au niveau du cou, de l'épaule, de la hanche et du tronc (thoraco-pelvien) autour des axes des repères anatomiques. Par-contre, les articulations du genou, de la cheville, du coude et du poignet sont modélisées par des liaisons de type rotoïde (pivot), qui possèdent 1 DDL en rotation autour d'un axe.

articulation simplifiée	correspondance anatomique
thorax - tête	C7 - T1
thorax - bras	épaule
thorax -bassin	L5 – S1
bras – avant bras	coude
avant bras - main	poignet
bassin - cuisse	hanche
cuisse jambe	genou
jambe pied	cheville

Segment	Densité (g.cm-3)
Tête	1,11
Cou	1,11
Thorax	0,92
Abdomen	1,01
Bassin	1,01
Cuisse	1,05
Jambe	1,09
Pied	1,10

Tableau 16 : Définition des liaisons et des densités segmentaires (d'après Dempster, 1955)

Au total, notre modèle mécanique multi-segments (chaînon) rigides articulés correspondant au modèle géométrique personnalisé est de type « solide masse-ressort-amortisseur ». Il est composé de 15

segments reliés par 14 articulations (liaisons pivot ou rotule, pas de translation), offrant 40 degrés de liberté au total. Même si notre souhait était de construire un modèle le plus bio-fidèle possible, il repose sur un certain nombre d'hypothèses simplificatrices : les segments sont considérés comme rigides, articulés en un point ou un axe, et de densité uniforme. Il faut dans un deuxième temps paramétrer le modèle et lui appliquer des paramètres inertiels segmentaires (PIS), qui, à terme et combinés à la cinématique, nous permettront de calculer les grandeurs cinétiques et dynamiques (quantité de mouvement et d'accélération, forces, moments, puissances articulaires)

A partir des données 2D et 3D issues des reconstructions et la segmentation (numérique) du corps, un logiciel de calcul formel permet de déterminer, pour tous les sujets radiographiés, les paramètres inertiels de chacun de leur segment corporel : pour chaque segment, la localisation 3D de son CM a été calculée en appliquant une densité homogène, issue des données de Dempster (1955) (cf. *Tableau 16*). Appliquées à chaque volume, ces densités nous ont permis de déterminer la masse des différents segments. Ainsi, à l'aide d'un algorithme Matlab, la détermination des matrices d'inertie est mathématiquement définie à partir de ces paramètres extraits des reconstructions 3D et masses obtenues. Ces PIS sont ensuite implémentés au modèle (Motionsolve)

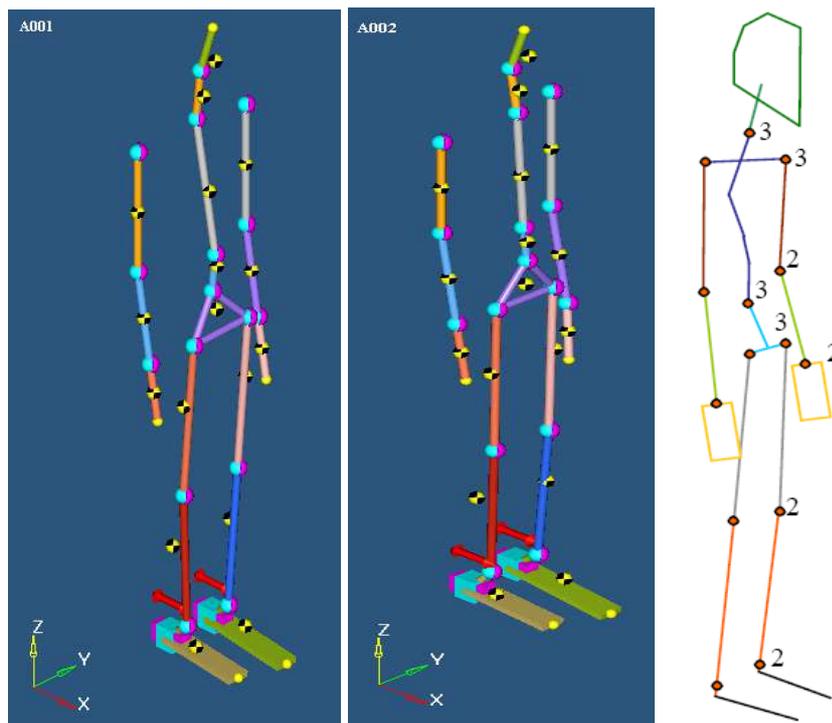


Figure 70. Modèle personnalisé généré pour un sujet féminin (A001) et masculin (A002). A droite, schéma du modèle humain de Robert T. (2006). Les cylindres colorés représentent les segments rigides; les cercles bleu-magenta les centres articulaires et les cercles jaune-noir les centres de gravité locaux (segmentaires). Le nombre indiqué à chaque articulation correspond au nombre de degrés de liberté. Remarque: les composantes des centres de gravité locaux sont définies dans le système de coordonnées EOS qui ne diffère pas du système de coordonnées global (SCG) exception faite de la composante axiale Z dont l'origine est placée à +320 mm du fait de la hauteur surélevée du sol de la cabine EOS.

Détermination des conditions initiales

Les conditions initiales sont relatives à l'orientation initiale absolue, les vitesses inter-segmentaires relatives /composantes du torseur cinétique; mais leur détermination nécessite aussi de calculer l'action

mécanique résiduelle à travers les couples articulaires pour maintenir la station debout en statique (effet de la gravité). Ceux-ci modélisent le tonus de base. De plus, un coefficient de friction est appliqué (0,8), et a été choisi de telle sorte qu'il n'y ait pas de décollement du pied en phase initiale (forte friction au sol observée dans l'étude expérimentale). Enfin, la perturbation est générée, en appliquant une force sur la plateforme. Celle-ci reproduit la vraie déstabilisation imposée au volontaire considéré, au sens où les paramètres d'entrée sont identiques aux conditions expérimentales en termes de pic de vitesse/accélération et amplitude de déplacement.

4.1. Paramètres mesurés et calculés

Les sorties étudiées à partir de la simulation de chute sont les déplacements segmentaires dans le système de coordonnées globales (translations et rotations). Nous avons particulièrement focalisé notre attention sur les mobilités du tronc et de la tête. En effet, la tête étant le segment le plus éloigné de la zone de perturbation, elle est aussi le dernier segment atteint par l'onde qui se propage de bas en haut dans le cas de la plateforme mobile. Pour cette raison, nous nous sommes focalisé sur sa reconstruction et la description de son déplacement en condition expérimentale mais aussi théorique. Dans un deuxième temps, nous avons mené une étude comparative entre les résultats expérimentaux observés sur la plateforme mobile, notamment les données cinématiques recueillies lors des chutes réelles et les prévisions théoriques fournies par le modèle numérique personnalisé. Cette comparaison du comportement théorique du corps humain avec le comportement réel de chute observé pendant les premiers instants de chute est réalisée pour chaque sujet séparément, à la fois pour les perturbations lentes et rapides. Pour comparer les données expérimentales et théoriques et évaluer leurs similitudes/différences, nous avons considéré la valeur absolue de la différence entre les données cinématiques expérimentales et théoriques. Ensuite, afin de déterminer la durée pendant laquelle nous pouvons considérer que le déplacement du CM de la tête en condition « réelle » coïncide avec le modèle numérique, nous avons fait le choix d'un critère de 10 mm en translation et de 5° en rotation. On calcule alors la durée de l'intervalle de temps constitué par le début de la perturbation et le moment où la différence entre la valeur expérimentale et théorique excède le critère choisi. A noter que le calcul choisi était explicite et la visualisation de la cinématique de la chute sous forme d'animation permettait de repérer les erreurs de paramétrage du modèle, et était réalisée sous Motion Solve.

5. COMPARAISON {Modélisation – Expérimentation}

La reconstruction a permis d'obtenir, pour chaque segment, le positionnement du centre de masse local et estimer sa masse à partir du volume. Le tableau ci-dessous illustre les paramètres inertiels de 2 sujets de sexe différents, qui ont passé la phase expérimentale sur la plateforme mobile.

Segment	Sujet 1 (féminin)				Sujet 2 (masculin)			
	Masse	CGx	CGy	CGz	Masse	CGx	CGy	CGz
Tête	2,99	34,80	-8,02	1915,44	3,44	16,08	10,49	1944,36
Cou	0,87	-4,57	-9,23	1804,06	1,26	-6,04	6,74	1833,95
Thorax	15,65	8,80	-3,64	1553,29	16,15	-4,65	9,12	1580,66
Abdomen	2,46	36,15	-4,25	1366,20	4,61	15,11	7,41	1391,82
Pelvis	8,76	34,34	-4,16	1248,31	10,09	10,49	7,60	1263,70
Cuisse (g)	8,49	20,50	97,82	1023,82	7,79	1,39	99,99	1029,63
Cuisse (d)	8,00	30,35	-100,73	1021,57	7,63	-1,43	-79,65	1028,73
Jambe (g)	2,75	-35,67	94,98	621,58	2,87	-46,89	97,30	631,96
Jambe (d)	2,77	-26,67	-85,22	617,94	2,96	-55,17	-66,91	631,69
Pied (g)	0,53	25,44	91,60	360,37	0,82	9,05	101,97	359,40
Pied (d)	0,53	26,92	-61,26	361,16	0,75	-6,74	-59,79	360,86
Bras (g)	1,50	69,56	192,79	1597,05	1,50	70,93	206,32	1626,62
Bras (d)	1,50	41,41	-203,3	1597,06	1,50	24,95	-199,82	1627,82
Avant-bras (g)	1,00	162,65	175,05	1605,42	1,00	155,46	184,66	1637,74
Avant-bras (d)	1,00	124,94	-181,74	1606,04	1,00	103,18	-175,89	1638,02
Main (g)	0,30	111,41	90,92	1776,14	0,30	115,60	92,83	1825,50
Main (d)	0,30	106,85	-110,61	1775,33	0,30	92,94	-84,85	1823,55

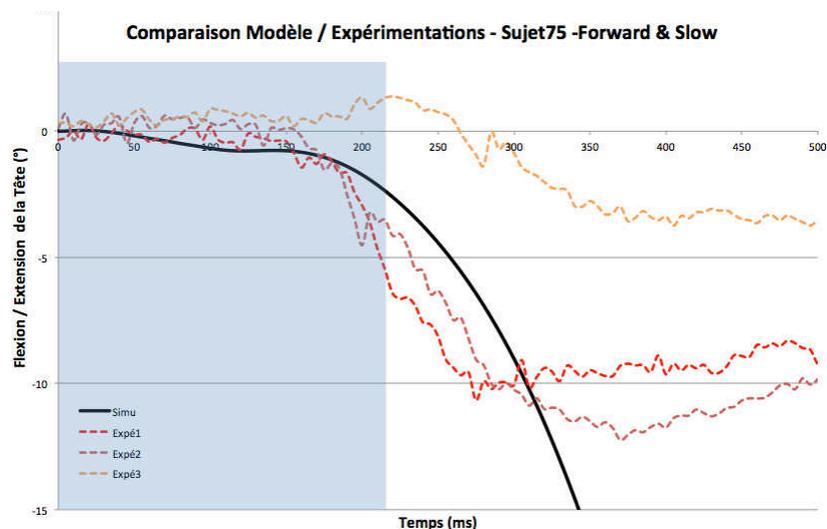
Tableau 17 : Paramètres inertiels pour 2 sujets (CGx,CGy,CGz : composantes x,y,z- du CG).

Résultats du modèle, Comparaison & Discussion

Le corps peut être décrit biomécaniquement, comme une chaîne de segments articulés ; où la possibilité de générer des réponses correctives est déterminée par les muscles, les articulations, les tendons, (Carlsöö, 1961 ; Johansson *et* Magnusson, 1991).

La tête a été particulièrement étudiée dans ce travail. En effet, ce segment présente plusieurs intérêts : il abrite des récepteurs sensoriels, il est le plus éloigné de la sollicitation et il se situe en bout de chaîne cinématique. Nous émettons l'hypothèse qu'étant donnée sa distance à la perturbation, elle peut présenter un comportement variable, résultant des déformations issues de niveaux sous-jacent.

Les résultats ci-dessous sont une comparaison, pour le segment tête, des trajectoires simulées et réelles, en rotation et dans deux conditions : translation de la surface de support vers l'avant lente vs. rapide



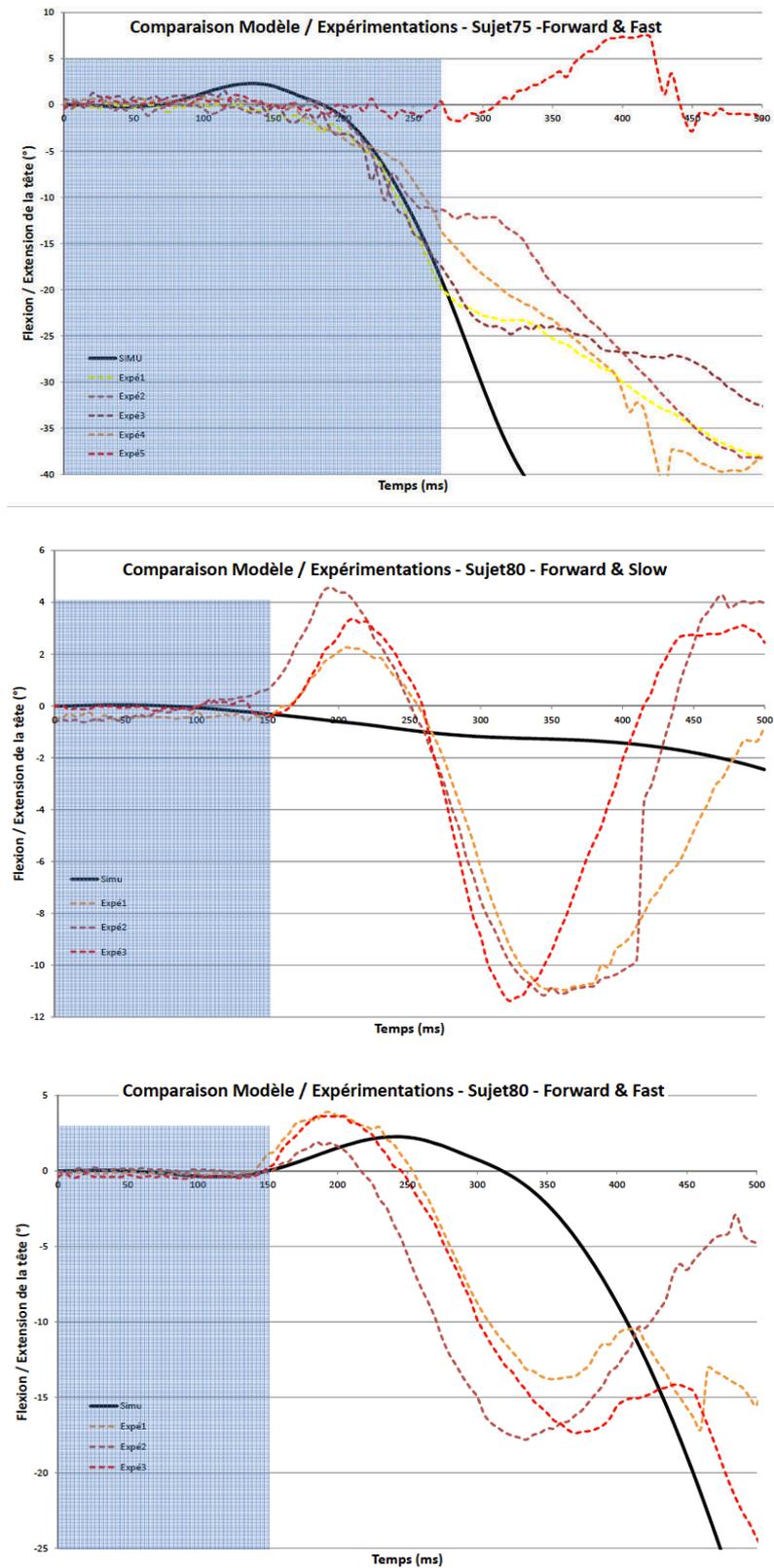


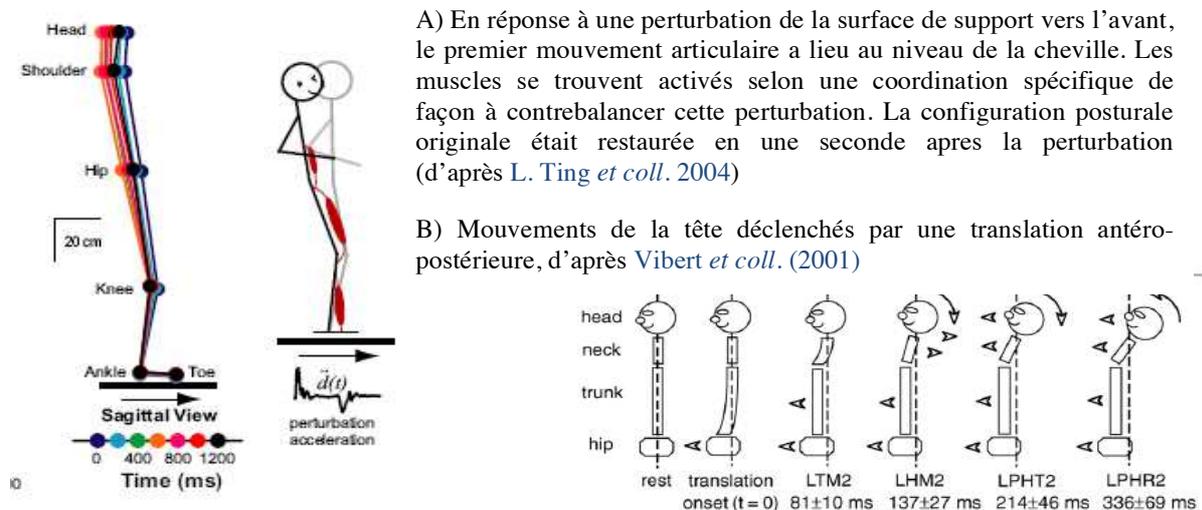
Figure 71 : Comparaison modèle-expérimentation pour 2 conditions Ff et Fs

Il y a certaines différences comportementales entre une perturbation lente ou rapide. Lors de perturbations lentes, le déplacement maximal en z n'excède pas 20 cm, puis le segment revient à sa position initiale. Le sujet commence à tomber mais parvient à rétablir son équilibre. Par-contre, dans le cas d'une chute, il n'y a pas de retour en position initiale, l'amplitude maximale de déplacement atteint

35 cm ; et il y a une chute interrompue par le harnais. Les perturbations lentes ne sont pas supposées conduire à une chute, mais cela peut arriver. Lors de perturbations rapides, les déplacements sont de plus grande amplitude et la tête ne revient jamais en position initiale. Ces résultats suggèrent l'occurrence d'une chute, à l'exception d'un essai pour le sujet 75 dans les 2 conditions.

Les résultats pour le sujet 75 sont plutôt cohérents entre la partie simulation et la partie expérimentale (deux vitesses et B & F) : en phase précoce, pendant un intervalle de temps de 220 ms environ (210 ms en condition lente vs. 260 ms en condition rapide), le mouvement du modèle mécanique (simulé) est proche du comportement observé dans la réalité chez le sujet correspondant. Autrement dit, le corps peut être assimilé à un modèle simplifié, multiarticulaire et paramétré. Cela confirme les contraintes temporelles qui s'appliquent au sujet suite à une perturbation : le corps ne semble pouvoir que subir l'impulsion pendant un tiers du temps disponible (avant impact).

Par contre le modèle semble plus raide que le volontaire 80. L'étude de Vibert *et coll.* (2001) sur le whiplash avait donné lieu à une classification des sujets selon 2 types de comportement: stiff vs. floppy. Ce gradient de réactivité posturale a des conséquences sur la déformation du corps : les sujets « stiff » se déforment peu par rapport aux sujets « floppy ». La tête reste stable par rapport à l'espace pour les premiers, tandis que les seconds utilisent un cadre de référence égocentré et reposent sur l'inertie de l'ensemble tête-cou, ou activent des synergies liées à l'étirement ... “pour augmenter activement le mouvement passif” (cf. *Figure 72*).



Figures 72: Réponse posturale modélisée comme un pendule inversé sous contrôle feedback délayé. En bas, mouvement de la tête provoqués par une perturbation anteropostérieure (Vibert, 2001)

Ces résultats présentent la condition Forward (translation vers l'avant), rapide et lente. Il n'y a pas d'effet de l'intensité de la perturbation sur la durée de cet intervalle pendant lequel le sujet est assimilable à un système mécanique.

Les résultats étaient similaires en condition de translation vers l'arrière. Par contre les résultats en latéral étaient moins satisfaisants car la cinématique du modèle n'est pas optimale (cf. limites)

Un comportement aussi complexe que celui mis en œuvre dans une tâche de rééquilibration est difficile à décrire par un modèle en pendule inversé. Nous avons en effet montré dans notre étude expérimentale que le corps se déforme de façon disto-proximale, ce qui confirme les constats faits dans la littérature (*Figure 72*). De plus, nous savons que les muscles du tronc ne rigidifient pas ce segment lors d'une posture debout relâchée (*Cholewicki et McGill, 1996*). Le corps se comporte donc de façon multi-segmentaire, ce qui a également été observé en position assise. La réponse initiale, provenant de la perturbation appliquée au corps est donc probablement dictée par les propriétés biomécaniques du corps telles que la raideur, la visco-élasticité, ... Un modèle pluri-articulé paraît donc approprié dans un mouvement comme la chute. Notre modèle montre ainsi l'effet des interactions multisegmentaires i.e. la contribution des autres articulations. Cependant, le modèle actuel ne permet pas la possibilité de faire un pas, de monter sur la pointe des pieds,... donc il peut encore être amélioré.

D'autre part, les résultats issus de la modélisation montrent une stabilité de la tête dans l'espace, ce qui confirme les observations issues de notre expérimentation. La tête restait immobile 175 ms en moyenne en condition Ff, et dans un premier temps, cela n'était pas le fruit d'une co-contraction du couple SCM/PS (fléchisseurs/extenseurs). Un modèle en pendule inversé devrait montrer un comportement de la tête en phase avec les hanches voire les chevilles. Autrement dit, cette stabilité n'est pas due initialement à un processus de stabilisation permis par les activités musculaires. Par-contre, nous avons observé dans le précédent chapitre que la tête est stabilisée, une fois qu'elle débute un déplacement passif, ce qui témoigne éventuellement d'un choix de référentiel lié à cette extrémité céphalique, permettant de traiter plus précisément les informations visuelles notamment (cf. *Figure 73*).

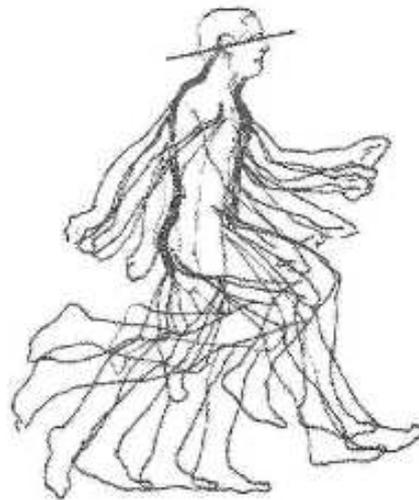


Figure 73. Stabilité de la tête en rotation lors de la locomotion (issu de Berthoz, 1997)

Par superposition des photographies de Muybrige d'un homme marchant, il remarque que la ligne séparant le coin externe de l'œil et le méat de l'oreille reste parallèle

Ce modèle a la particularité de ne pas considérer l'activité musculaire censée organiser le contrôle postural. Cette absence de contrôle est visible dans les profils de déplacement des trajectoires simulées. Par-contre, le comportement « réel » de la tête, comprenant la régulation nerveuse centrale responsable des activités musculaires est caractérisé par la rectification de la posture pour éviter la chute, tandis que le modèle mécanique poursuit fatalement son mouvement de chute, attiré par la gravité.

Néanmoins, une première phase de validation de ce type de modèle a débuté par la cohérence des résultats issus de l'expérience et de la simulation et en montrant en quoi les effets mécaniques sont bien prépondérants au début de la chute. L'objectif était de vérifier que le comportement en phase précoce se révèle bien passif et cette étude de faisabilité sur la modélisation personnalisée 3D de la chute a permis de mieux isoler les facteurs mécaniques de la réponse posturale.

Pendant un intervalle de temps équivalent à 200 ms environ, après le début de la perturbation, le comportement humain est donc vraisemblablement purement mécanique : il peut être assimilé à un modèle simplifié constitué de solides rigides interconnectés auxquels sont associées plusieurs propriétés mécaniques. La présence d'une phase passive a également été mise en évidence par [Bortolami et coll. \(2003\)](#), qui note qu'il faut 125 millisecondes, pendant lesquelles le corps est en chute vers l'avant, avant que les forces soient générées pour que le CP passe devant le CM. Ils ont décrit le comportement postural corps-entier avec le modèle du pendule à trois segments lors de petites oscillations et des paramètres de raideur active et d'amortissement à toutes les articulations. Selon eux, la phase précoce de réponse dépend des mécanismes réflexes, toniques, modulant la raideur et l'amortissement dans les articulations. Si l'on peut désormais admettre que la réponse posturale repose, pour partie, sur une motricité passive, et pour l'autre, plus tardive, sur une part active, avec une modulation possible du cortex cérébral ; il est difficile de séparer ces deux modalités. D'autre part, cette période réfractaire est limitée par les propriétés visco-élastiques du corps. Sa durée traduit le moment où les centres supérieurs peuvent prendre le relais ; mais il est permis de se demander : 1- si le contrôle cérébral n'est pas présent en phase initiale, bien que non visible dans la réponse cinématique ; 2- si dans souci de « moindre coût énergétique », il y a un contrôle du mouvement passif pour qu'il perdure. Dans tous les cas, la mise en évidence expérimentale d'une phase passive, confirmée par la modélisation est un résultat important dans le cadre de la prévention des chutes dans la mesure où cette période réduit le temps disponible pour réagir. Or [Lo et Ashton-Miller \(2008\)](#) ont montré, dans un travail de modélisation de la phase de pré-impact à partir de la posture debout perturbée en médiolatéral, qu'un délai de 300 ms dans l'implémentation d'une stratégie motrice cause inévitablement une force d'impact à la hanche telle qu'elle peut générer une fracture.

Concernant la modélisation, la suite consistera notamment à évaluer le comportement du modèle avec d'autres conditions initiales, liées à la perturbation (variation de la direction, de la vitesse,...) mais aussi au sujet. Il existe, dans la vie réelle, une phase initiale (T_0) qui correspond aux conditions initiales : ici les sujets étaient dans la même posture de départ à chaque essai, ce qui est rarement observé au quotidien. Les victimes peuvent être en mouvement ou dans une position variable. Une application utile du modèle dans des recherches futures pourrait consister à introduire cette variable d'entrée pour en évaluer l'influence sur le comportement ultérieur et prendre en compte la variabilité. De plus, il sera important de poursuivre les simulations sur la totalité de la population étudiée. Enfin, un « bouclage » entre l'expérimentation et la modélisation serait au-service d'une analyse cinématique sophistiquée. Grâce à la technologie EOS, une personnalisation et une meilleure précision sont possibles : une fois déterminés, les paramètres inertiels spécifiques à chaque sujet pourraient servir à l'estimation des CM locaux et du CM global, dans l'étude expérimentale, qui jusqu'à présent, se basait sur des paramètres provenant de données cadavériques (modèle de Winter, adapté de Dempster). D'ailleurs une étude de sensibilité pour mettre en évidence les paramètres inertiels les plus importants, comme la rigidité au

niveau cervical par exemple, est une perspective de travail prometteuse. S'ils s'avéraient importants, il s'agirait de réfléchir à l'apport de méthodes telles que l'ergométrie (isocinétisme) ou le *quick-release* pour accéder aux paramètres de raideur de façon personnalisée.

6. CONCLUSION, LIMITES et PERSPECTIVES

Dans la première étude, nous avons soumis une vingtaine de sujets à des translations soudaines de la surface de support antéropostérieures et médiolatérales et de vitesse variable (lent/rapide). Les données cinématiques étaient obtenues via un système optoélectronique de capture du mouvement et le recueil de l'activité électromyographique de 15 muscles effectué. Au-cours de ces expériences décrites dans le précédent chapitre, nous avons observé de manière constante, un comportement mécanique en phase précoce de chute. Cette observation nous a conduit à distinguer une phase qualifiée de « passive » de la phase « active » qui la suit. Les arguments plaidant en faveur du caractère passif du comportement immédiatement après la perturbation reposent notamment sur la relation linéaire existant entre la latence cinématique de déplacement des segments corporels et leur hauteur, et le constat d'une faible variabilité intra-individuelle d'un essai à l'autre dans les trajectoires des segments corporels jusqu'à un instant déterminé. Cette description chronologique nous a conduit à vouloir vérifier l'existence de la phase initiale passive à l'aide d'un modèle mécanique.

Dans une seconde étude, l'objectif était donc de modéliser le corps humain par un système mécanique polyarticulé et personnalisé pour comprendre la phase inertielle de la chute. La morphométrie précise de chaque sujet était quantifiée par radiographie 3D avec le système d'imagerie non invasif ostéo-articulaire corps entier de basse dose EOS. L'accès aux paramètres inertiels segmentaires, permettait ensuite l'élaboration d'un modèle mécanique personnalisé. Le comportement du modèle suite à une perturbation semblable à celle imposée dans le contexte expérimental était ensuite simulé. La comparaison des résultats expérimentaux d'un sujet avec ses résultats, qu'on peut qualifier de théoriques issues de cette simulation s'est avérée faisable : la procédure entière comprenait « test sur plateforme mobile, traitement des données plateforme, radiographies, reconstructions, extraction des paramètres inertiels, élaboration d'un modèle cinématique personnalisé, comparaison modèle/sujet ». Le nombre de sujets devra permettre d'établir une base de données suffisante pour non seulement tester mais se fier à la fiabilité de cette procédure.

Ces premiers travaux de modélisation sont donc prometteurs. Ils montrent l'intérêt, dans une telle tâche motrice, d'opter pour un modèle multi-articulé, qui plus est personnalisé. En effet, les paramètres inertiels sont classiquement issus d'une population de référence, de données cadavériques ou de la segmentation géométrique du corps. A partir d'un tel modèle, une étude de sensibilité pour connaître les paramètres du modèle les plus influents sur la réponse posturale serait intéressante à mener pour déterminer les facteurs les plus sensibles.

Parmi les limites inhérentes à cette modélisation, il faut rappeler qu'elle repose sur un certain nombre d'hypothèses simplificatrices, par exemple de densité moyenne. Or l'âge et le sexe ont une influence significative sur la densité des segments (Harless, 1860 in Drillis *et* Contini, 1966), sans oublier la non-homogénéité structurelle des segments. Par-ailleurs, le logiciel de reconstruction utilisé pour traiter les images biplanaires issues de radiographies EOS ne permet pas actuellement de reconstruire les membres

supérieurs. Nous avons donc utilisé une méthode d'approximation basée sur des coefficients de proportionnalité. La personnalisation du modèle pourra donc être améliorée ; notamment au niveau des bras, car Robert *et coll.* (2006) ont montré que leur dynamique influence beaucoup le mouvement de rattrapage ; mais aussi au niveau cervical. Laville *et coll.* (2009) ont montré l'importance de prendre en compte la géométrie et les possibilités qu'offrent les complexes modèles à éléments finis. Ces améliorations pourraient conduire à de meilleurs résultats en médiolatéral.

A noter aussi les sources d'erreur possible lors de l'estimation des centres de rotation, les incertitudes et artefacts dûes au mouvement de la peau, les PIS du modèle, la position des marqueurs replacés pour la radiographie, la variation de longueur des segments (exemple : le tronc), ... Des reconstructions menées par au moins deux opérateurs ou encore des prises d'image menées directement à la suite de l'expérience et au même endroit constituent des pistes pour limiter ces problèmes. Enfin, lors de nos expériences, nous étions limité par le nombre de marqueurs (28) lors de la construction du modèle cinématique (15 segments), tandis que le modèle numérique construit pour la simulation contient 17 segments. Pour plus de précisions dans les comparaisons entre le sujet numérique et le sujet réel, un plus grand nombre de marqueurs est nécessaire. En dernier lieu, le calcul expérimental du coefficient de friction réel serait intéressant à effectuer au préalable.

Dans le cadre de ce travail de thèse, la modélisation est restée purement géométrique et mécanique et seuls les paramètres cinématiques étaient analysés. Il s'agissait surtout ici de relater du comportement passif du corps, à l'aide d'un modèle approprié, lorsqu'une perturbation est appliquée à travers une translation de la surface de support. Une application possible de ce modèle passif concerne les chocs automobiles. A terme, la construction d'un modèle neuromécanique, avec des boucles de rétroaction, est intéressante à envisager, à l'instar des travaux menés par Ting et son équipe. Les architectures de commandes sont de plus en plus complexes, et différentes tentatives de modélisation d'un contrôleur ont vu le jour (commande parallèle ou hiérarchique, logique floue, réseaux de neurones,..). La mise en place d'un algorithme de contrôle fait l'objet d'un prolongement de ce travail de thèse d'autant que nous disposons à présent d'une base de données expérimentales fiables, nécessaire à l'ajustement des paramètres (gains, règles de commandes,..) et à l'apprentissage du modèle.

La prise en compte des actions (internes) mécaniques inter-segmentaires, le calcul des forces et des moments nécessaires pour produire le mouvement aux articulations constitue un autre axe d'amélioration. Pour procéder à une analyse en dynamique inverse, il faudrait cependant être en mesure d'intégrer au préalable une plateforme de force à la « machine à faire tomber ».

Enfin, une étude plus approfondie de la dynamique de l'être humain sur la base du contenu fréquentiel pourrait être intéressante, au regard de la propension du corps à se déformer autour d'une forme particulière. D'ailleurs, dans leur étude sur un modèle animal, Vidal *et coll.* (2004) ont proposé que les vertébrés limitent le nombre de degrés de liberté à contrôler en adoptant seulement un petit nombre des configurations squelettiques possible.

Dynamique attentionnelle au-cours de la chute

Objectifs du Chapitre

Dans ce chapitre, nous nous proposons d'étudier la dynamique attentionnelle pendant la chute et plus particulièrement pendant la phase passive et active précédemment identifiées. Pour cela, le sujet était placé en situation de double tâche et devait détecter une cible visuelle présentée à un instant variable par rapport au début de la perturbation

La chute est la première cause de mort accidentelle chez les personnes âgées. Un tiers de la population française âgée de plus de 65 ans est touchée par ce fléau, à raison d'une fois par an au moins. En préambule de ce manuscrit, nous avons évoqué les raisons multifactorielles qui peuvent être à l'origine d'une chute mais notre intérêt s'est porté plus particulièrement sur les facteurs en jeu lors de la chute, faisant écho aux ressources sollicitées pour le contrôle postural (Figure 74). Un déficit de l'une (ou plusieurs) de ces ressources selon des facteurs liés à l'âge notamment, pourrait être à l'origine d'une exposition à une instabilité accrue voire à une chute.

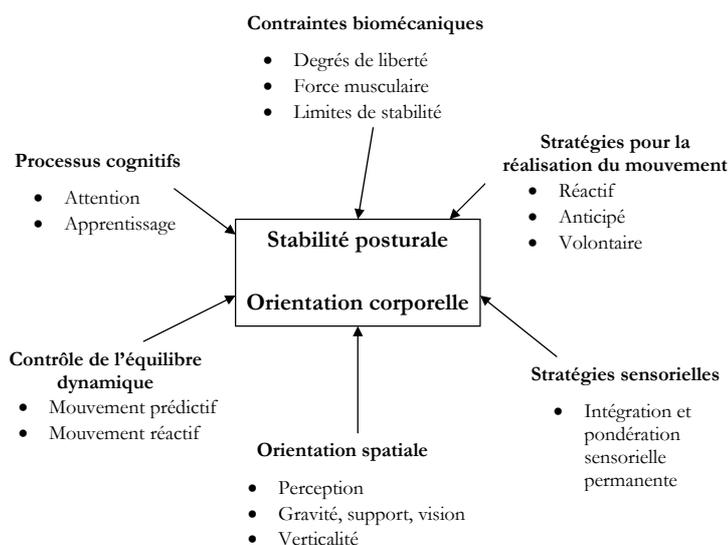


Figure 74 : Ressources sollicitées dans le contrôle postural (d'après Horak, 2006)

Au-cours des précédents chapitres, nous avons mis l'accent sur les facteurs biomécaniques et neurophysiologiques qui sont à même d'expliquer l'échec d'une tentative de rattrapage. Cependant, les latences musculaires observées témoignent d'une activité de nature soit réflexe, automatique ou volontaire. Supérieures à 100 millisecondes, il devient difficile d'en distinguer l'origine. Néanmoins, partant de l'analyse cinématique des réponses, et de la connaissance des résultats trouvés par ailleurs dans la littérature, la phase tardive de la réponse posturale a de fortes chances d'être influencée par des processus cognitifs. La question de savoir si des traitements cognitifs de haut-niveau sont en-cours lors de la phase passive qui la précède reste à élucider.

Il est indéniable que les facteurs cognitifs jouent un rôle potentiel dans l'occurrence d'une (re)chute, mais ces facteurs sont moins clairement identifiés. On sait par-exemple que le fait que les personnes âgées s'arrêtent de marcher en parlant est une incapacité reliée à un risque de chute accru dans les 6 mois qui suivent. L'instabilité posturale caractérisant la personne âgée résulterait en partie d'une insuffisance de ressources attentionnelles allouées à la tâche posturale lorsque cette personne doit accomplir une deuxième tâche et d'une atteinte des mécanismes intégrateurs de plus haut-niveau (Teasdale *et coll.* 1993 ; Teasdale *et Simoneau*, 2001).

1. RESSOURCES ATTENTIONNELLES ET CONTROLE POSTURAL

Le contrôle cognitif est défini comme l'ensemble des processus guidant la sélection de nos actions en fonction de nos buts et des événements externes.

Les ressources cognitives désignent un ensemble de fonctions cognitives telles que l'attention, le langage, les gnosies (identification des sons, stimuli visuels, objets,...), les praxies (gestes volontaires) ou encore les fonctions exécutives. Ces dernières sont des fonctions de haut niveau opérant lors de situations nouvelles, complexes ou conflictuelles. Elles sous-tendent l'élaboration d'une action dirigée vers un but. Les processus impliqués sont la flexibilité mentale, l'inhibition de l'action ou des informations (adaptation à la nouveauté) et la planification des activités motrices et cognitives requérant un haut niveau d'intégration (coordination,...). Les fonctions exécutives interagissent avec les processus mnésiques et attentionnels. Le calcul mental, l'orientation ou la mémoire (de travail, à long terme, épisodique) représentent ainsi des fonctions cognitives de haut niveau, contrôlées par le cortex cérébral (Dehaene *et coll.* 2004 ; Kaiser *et Lutzenberger*, 2005 ; Naghavi *et Nyberg*, 2005). Les ressources attentionnelles représentent le réservoir des ressources cognitives, c'est la raison pour laquelle elles nous intéressent plus particulièrement.

1.1. « Focus attentionnel »

L'attention vient du terme *attendere* « tendre l'esprit vers », et relate de l'effort développé par une allocation contrôlée ou volontaire d'une certaine quantité de ressources à une tâche. Nous verrons qu'il existe cependant une forme automatique de l'orientation de l'attention.

1.1.1. Les différents types d'attention

« L'attention est la prise de possession par l'esprit, sous une forme claire et vive, d'un objet ou d'une suite de pensées parmi plusieurs qui semblent possibles [...] Elle implique le retrait de certains objets pour traiter plus efficacement les autres » W. James (*The principles of psychology*, 1890).

L'attention est à la source de la connaissance et de l'action. Le système attentionnel n'est pas un processus unitaire, il se compose d'une variété de composantes. On distingue ainsi l'attention : (1) sélective, consistant à sélectionner une information jugée pertinente (ou non) et inhiber les informations distractives. Cette attention peut se diviser en un processus endogène (acte volontaire de sélection d'une information donnée) et exogène (attention mobilisée par un stimulus extérieur) ; (2) l'attention soutenue, soulignant les aspects d'intensité et de temporalité ; (3) l'attention partagée, un mécanisme rendant possible la réalisation de deux actions cognitives. L'attention peut être focalisée ou se partager entre plusieurs buts, ce qui nécessite le partage des ressources cognitives.

1.1.2. Les modèles des processus attentionnels

L'attention est un terme générique pour désigner la focalisation, l'alerte, l'augmentation temporaire de facultés cognitives... C'est pourquoi certains auteurs ont à un moment donné proposé la notion de filtre (Broadbent, 1958) ou de modérateur (Treisman *et* Gelade, 1980) pour rendre compte de ces processus. Ce filtrage correspond à la mise en place d'une attention sélective et repose sur l'hypothèse du « canal unique de traitement ». Reprochant à ces modèles une approche trop rigide, d'autres modèles ont été proposés, notamment par Kahneman en 1973. Il s'appuie sur l'hypothèse de l'existence chez l'individu de ressources attentionnelles conscientes multiples nous permettant par exemple d'exécuter deux tâches simultanément pourvu qu'elles fassent appel à des réservoirs différents. C'est la théorie des ressources multiples. Cette partie présente succinctement ces modèles attentionnels.

Modèles de filtre (fonction sélective de l'attention)

Le test de l'écoute dichotique proposé par Chery (1953) a fait émerger le postulat selon lequel l'attention constitue un filtre situé dans les premières étapes de traitement de l'information. Ce filtre attentionnel agit comme un « goulot d'étranglement » des informations entrant dans le système, permettant de protéger le STI d'une surcharge cognitive : la sélection des informations uniquement pertinentes et l'élimination des autres permet de libérer de la place en Mémoire à Court Terme). Cependant certaines informations distractives sont traitées sémantiquement (exemple de l'effet Cocktail Party). La théorie de Treisman (1960) propose un rôle atténuateur de l'attention, fonctionnant par seuil d'activation (et non une loi du tout ou rien). Pour Broadbent (1982), l'attention détermine les priorités du traitement : l'information prioritaire capte toutes les ressources attentionnelles et cognitives, alors que l'information non pertinente serait stoppée dans la mémoire sensorielle et ne sera pas traitée. Selon les théories, la position du filtre varie (certains le placent au tout début de la chaîne de traitement, après les étapes de mémorisation sensorielles Broadbent 1958 ; pour d'autres, il est extraperceptif (Deutsch *et* Deutsch 1963) ; d'autres encore proposent l'idée d'un filtre mouvant (Norman, 1968). Nous estimerons que l'attention intervient entre la mémoire sensorielle et la mémoire à court terme.

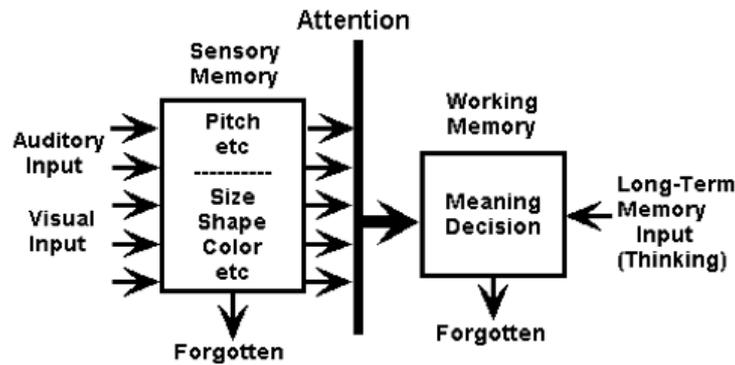


Figure 75 : Traitement Pré-attentif ("ambient") vs. Attentif ("focal")

Modèle de ressources attentionnelles (attention partagée)

Dans le cadre de cette théorie, plusieurs modèles ont été proposés, comme celui de [Baddeley \(1986\)](#) ou de [Kahneman \(1973, 1975\)](#). Dans ce dernier modèle, l'attention a une fonction dynamique, elle peut se partager : considérée comme un réservoir, elle est associée à l'allocation de ressources cognitives à une tâche. Ces ressources attentionnelles existent en quantité limitée, donc si elles ne sont pas suffisantes, la performance diminue. Le paradigme de double tâche sur lequel nous reviendrons ultérieurement consiste à mettre 2 tâches en concurrence de façon à diviser l'attention pour étudier l'effet de cette situation sur les performances. Les courbes POC ("*Performance Operator Characteristics*") permettent d'évaluer l'efficacité du système cognitif. La tâche à réaliser détermine le montant des ressources qui vont être allouées par le processeur central. L'attention est ici appréhendée comme un ensemble de capacités rendues disponibles par le sujet à mesure de l'augmentation des contraintes ; Il y a une souplesse dans la gestion des ressources. La notion de charge cognitive, proposée par [Sweller \(1988\)](#) permet d'appréhender la façon de traiter deux tâches parallèlement, la nécessité d'intégrer différentes sources d'information, etc.

Modèle d'attention automatique vs. contrôlée (orientation de l'attention)

Pour [Posner](#), l'attention visuelle peut être orientée dans l'espace de deux façons : l'orientation exogène, brève, de nature réflexe, serait le fruit de la détection d'un événement en périphérie, alors que l'orientation endogène, plus longue, fonctionnant sur un mode contrôlé, bénéficierait d'une pré-information indiquant au sujet dans quel partie de son environnement visuel se trouve probablement l'information qu'il recherche. Cela revient à distinguer un mode attentionnel automatique : rapide, sans effort, fonctionnant sur un traitement de type "*bottom up*" et un mode contrôlé, plus lent, coûteux, volontaire, fonctionnant en "*top down*", dont la latence dépend de la pratique et de la difficulté de la tâche ([Weichselgartner et Seprling 1987](#)). Les processus automatiques n'ont pas d'effet sur les autres actions possible (attention inconsciente; [Posner et Snyder, 1975](#)). Au-niveau visuel, ces caractéristiques de l'orientation de l'attention se traduisent par une recherche parallèle vs. une exploration sérielle ("*visual search*"), en déplaçant un focus attentionnel dont l'acuité est limitée (cf. métaphore du spot lumineux ([Posner, 1980](#)) par un projecteur se déplaçant dans l'environnement, balayant le champ visuel du sujet en éclairant de façon privilégiée certaines zones de l'espace au détriment d'autres). Le "*Pop Out*" est un phénomène automatique de reconnaissance visuelle d'un ou plusieurs stimuli présentant certaines caractéristiques élémentaires (couleur, forme, orientation, luminance,...) (cf. théorie d'intégration des attributs ou "*Binding*", de [Treisman et Gelade \(1980\)](#)). Le

stimulus présentant une seule caractéristique primaire différente « saute aux yeux » de l'observateur, qui l'identifie rapidement parmi les distracteurs qui l'entourent, dont le nombre n'influe pas sur le temps mis par le sujet pour identifier l'« objet » particulier : le traitement est « pré-attentif », la détection se fait sans processus attentionnels (cf. Figure 76)

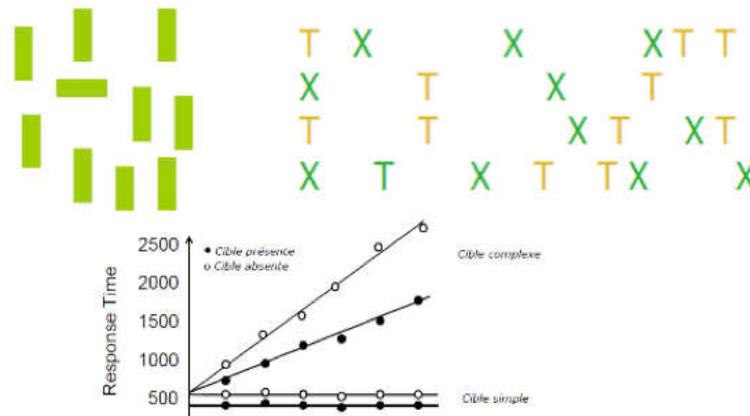


Figure 76 : Attention automatique vs. contrôlée (issu de Treisman et Gelade, 1980)

à gauche : cible simple (un seul attribut), permettant le phénomène de pop out et mode de traitement automatique vs. à droite : cible « complexe » avec plusieurs attributs, nécessitant un scanning sériel et une mode attentionnel focalisé. Treisman et Gelade, 1980. Temps de réaction en fonction de la taille du set (nombre de stimuli)

Enfin, d'autres modèles existent, comme les modèles connexionnistes, qui intègrent les traitement automatiques et contrôlés, à l'image du modèle de Cohen *et coll.* (1990) et Cowan. Sans les détailler, nous rappellerons juste qu'ils permettent de comprendre les mécanismes en jeu dans la tâche de Stroop : dans cette tâche, une situation de conflit est créée en faisant figurer des noms de couleur écrits par des encres différentes dont la couleur est à nommer. Le sujet doit donc inhiber les processus automatiques que le système cognitif a tendance à privilégier et faire prévaloir l'action des processus contrôlés.

1.2. Implication des ressources cognitives dans le contrôle postural

Le cortex cérébral est connu pour être impliqué dans la production d'un mouvement volontaire ; et les mouvements « réflexes » relégués au tronc cérébral et à la moelle épinière. Le rôle et l'influence du cortex cérébral dans les réponses posturales telles que celles qui sont déclenchées par une perturbation externe inattendue restent donc énigmatiques.

1.2.1. Non, le cortex cérébral n'est pas impliqué dans le contrôle postural

Le point de vue traditionnel qui a longtemps dominé consistait à présenter le contrôle de l'équilibre comme une tâche automatique, impliquant principalement des circuits polysynaptiques de la moelle épinière et du tronc cérébral (Dietz *et coll.* 1984, 1985 ; Horak *et coll.* 1995, 1996). Le cortex n'était pas considéré comme essentiel car malgré des transections du mésencéphale (éliminant les entrées provenant du cortex cérébral vers les centres neuraux de plus bas niveau), de nombreux réflexes permettant le maintien et la correction de la posture restaient présents (Magnus, 1926 ; Sherrington, 1910). Magnus a traduit cette observation par le postulat suivant: *“the whole righting apparatus... is arranged sub-cortically in the brainstem, and in this way made independent of direct voluntary influences”*. Un

autre argument en faveur d'une telle conception provient du constat que le maintien de la posture debout n'est pas le fruit d'un effort conscient. Enfin, l'idée que les réponses posturales (RP) sont régulées en sous-cortical a persisté avec le temps car elles sont déclenchées automatiquement, sans intention volontaire, et sont à la fois plus rapides et moins variables que les mouvements volontaires, imposés (Diener *et coll.* 1984 ; Keck *et coll.* 1998) (cf. chap. I) Cependant, la (non-) participation corticale au contrôle postural a été remise en question lorsqu'un ensemble d'études telles que celle de Bard (1931) ont montré que des lésions corticales (chez les animaux ou les Hommes) laissant le tronc cérébral intact engendraient des RP anormales suite à une perturbation externe. Depuis, les preuves « indirectes » que le cortex cérébral et des traitements « cognitifs » de haut-niveau sont impliqués dans le contrôle postural s'accumulent, faisant l'objet de controverses.

1.2.2. Oui, le cortex cérébral est impliqué dans le contrôle postural

Arguments provenant de la clinique

Chez les personnes atteintes de troubles cognitifs, l'incidence annuelle des chutes est doublée voire triplée par rapport à l'incidence constatée chez les personnes du même âge, considérées comme normales sur le plan cognitif (Buchner, 1987 ; Morris, 1987 ; Tinetti 1988, 1995 ; Shaw, 1998). Au degré de sévérité du déclin cognitif s'associent en parallèle des anomalies neurologiques telles qu'un syndrome extrapyramidal, qui expliqueraient l'accroissement exponentiel de l'incidence des chutes (Allan *et coll.* 2005). Par exemple, les personnes atteintes d'une démence Parkinsonienne (prévalence 90%), vasculaire (80%) ou à corps de Lewy (75%) présentent un risque de chute supérieur à celles atteintes de démence de type Alzheimer en raison des anomalies neurologiques associées. La marche, les transferts assis-debout, etc. sont des actes moteurs automatisés et essentiellement contrôlés à un niveau sous-cortical. Une atteinte corticale ne devrait donc avoir que peu de conséquences ; et pourtant de nombreuses données observées révèlent des perturbations locomotrices et posturales - proportionnelles au degré d'atteinte des fonctions cognitives (qu'elles soient à un niveau démentiel ou non) (Rubenstein *et Josephson* 2002 ; Shaw, 2002 ; Sheridan *et coll.* 2003). Les anomalies de la marche de la personne âgée démente sont superposables d'un point de vue qualitatif à celles rencontrées chez les personnes âgées non démentes mais plus intenses (Shaw, 2002, 2003): vitesse de marche et longueur de pas réduites, augmentation du temps de double appui, grande variabilité du pas et du temps du cycle de marche, ... Elles sont liées à un déficit des fonctions exécutives et relèveraient d'une atteinte de niveau cortical responsable d'un défaut d'intégration et de traitement des informations nécessaire à l'efficacité du mouvement, et/ou sous-cortical d'origine neuro-dégénérative plus ou moins vasculaire. D'ailleurs, Nakamura *et coll.* (1997) ont démontré que l'augmentation des oscillations du corps en statique, la réduction de la longueur du pas et l'augmentation de la variabilité du pas chez des personnes atteintes d'Alzheimer pouvaient être reliées à une diminution de la perfusion cérébrale au niveau du lobe frontal.

Les facteurs propres à la démence augmentent non seulement le risque de chute mais aussi de traumatismes subséquents: les blessures sérieuses sont plus fréquentes chez les personnes âgées atteintes de démence que chez celles n'ayant pas de troubles cognitifs: 30 % de fractures consécutives de plus (Shaw, 1998 ; Buchner, 1987 ; Guo, 1998) et 5 fois plus de risques d'institutionnalisation (Morris, 1987). Les performances au "trail making test" (test neuropsychologique évaluant les fonctions

exécutives) sont associées à un risque de traumatisme sévère lors d'une chute (Nevitt *et coll.* 1991) ou à des déficits posturaux (ex : réduction de la vitesse de marche lors d'un franchissement d'obstacle, une tâche considérée comme attentionnelle) (Ble *et coll.* 2005). La probabilité de décès dans les 6 mois suivant une fracture de la hanche est de 71%, soit 3 fois plus que chez les personnes âgées sans trouble cognitif (Baker, 1978). *Défaut de vigilance, mauvaise évaluation des situations dangereuses, altération de la motricité, de l'organisation sensorielle et de l'équilibre, trouble du comportement avec déambulation, utilisation plus grande des psychotropes, comorbidité élevée, poids moins élevé pouvant être dû à la dénutrition.. ?* De nombreux facteurs sont évoqués mais si le lien entre troubles cognitifs, chutes et leurs conséquences est démontré, les interventions dirigées vers les personnes âgées avec atteinte cognitive ou démence n'ont donné lieu à aucune étude probante. En somme, les études cliniques et épidémiologiques montrent des corrélations entre ces altérations cognitives et la fonction d'équilibration (contrôle postural réactif, prévalence et historique de chutes,... (Buchner *et Larson*, 1987 ; Hauer *et coll.* 2003 ; Kose *et coll.* 2005 ; Alexander *et coll.* 1995 ; Hyndman *et Ashburn*, 2003 ; Chong *et coll.* 1999). Les fonctions exécutives, médiées par le cortex cérébral interagissent donc avec le contrôle postural, fournissant la preuve que son activité influence l'équilibre postural. Ces patients présentent aussi parfois un déficit en attention (divisée/soutenue).

Effet du « Central set »

Par-ailleurs, contrairement aux réflexes spinaux proprioceptifs, les réponses posturales (RP) impliquent l'activation de synergies musculaires à travers tout le corps, qui sont plus spécifiques et adaptables (Horak *et Macpherson*, 1996). Par-exemple, les RP musculaires à des TSS ne sont pas des synergies rigides et câblées : de nombreuses études comportementales mettent en évidence l'influence du cortex cérébral en montrant que les RP sont modifiées lorsque des processus cognitivo-moteurs complexes (concernant *a priori* le cortex cérébral), sont mis en jeu : les RP varient selon...

- le contexte : modification des conditions initiales (Chong *et coll.* 1999 ; Henry *et coll.* 2001 ; Tjernstrom *et coll.* 2002 ; Zettel *et coll.* 2002) comme l'alignement (Horak *et Moore* 1993), la configuration de la surface (Horak *et Nashner* 1986, Horak 1995). Par-exemple, les tracts de neurones pyramidaux chez le chat modulent leur activité pendant une perturbation posturale suite à des modifications dans l'alignement initial (Beloozerova *et coll.* 2005)
- l'apprentissage et l'expérience antérieure (Diener *et coll.* 1988 ; Horak *et Nashner*, 1986 ; Horak *et coll.* 1989 ; Maki *et Whitelaw*, 1993 ; McIlroy *et Maki*, 1993 ; Quintern *et coll.* 1985)
- le changement dans l'intention de répondre avec une stratégie spécifique (Horak *et coll.* 1989 ; Buchanan *et Horak*, 2003 ; Burleigh *et coll.* 1994 ; Burleigh *et Horak*, 1996 ; McIlroy *et Maki*, 1993)
- l'anticipation et la prédiction (Burleigh *et coll.* 1994 ; Timmann *et Horak* 1997): lorsque les perturbations sont anticipées, la pré-sélection d'une réponse et son optimisation sont possibles (Ackermann *et coll.* 1991 ; Ghafouri *et coll.* 2004 ; Horak *et coll.* 1996 ; Jacobs *et Horak*, 2006 ; Zettel *et coll.* 2005). Cependant, l'étude de Horak *et coll.* (1989) ne montre pas d'influence sur les latences et l'ordre d'activation relatif entre les agonistes proximaux/distaux malgré la prévisibilité de la TSS et l'expérience antérieure.
- le niveau d'anxiété (Carpenter *et coll.* 2004)

Sur la base de mesures périphériques du mouvement (forces de réaction, activités musculaires, cinématique,) ces études montrent que tous ces processus cognitifs de haut-niveau modifient le “*central set*” que Prochazka (1989) décrit comme un état neuromoteur modifié par les conditions initiales (“*state of readiness to receive a stimulus or make a movement, represented by a task-dependent preparatory neural discharge within the central nervous system*”); changements qui influencent ensuite la RP (future), produite lorsque l'équilibre est menacé ou en anticipation d'une perturbation posturale

La contribution du cortex cérébral reste cependant à éclaircir car les changements de l'activité corticale avant une perturbation posturale n'ont pour l'instant pas été liés à une modification des RP suite au “*central set*” nouvellement établi. Néanmoins, il faut retenir que ces résultats soulignent la contribution anticipatoire dont le cortex cérébral est capable. Dans le cadre de notre étude, il n'est pas possible d'anticiper la perturbation à venir donc ce cas de figure n'est pas considéré. Par-conséquent, il convient d'évaluer l'influence corticale possible lors d'une perte de l'équilibre réellement inattendue. Tandis que des pertes de l'équilibre anticipées permettent la présélection et l'optimisation des RP (Ackermann *et coll.* 1991 ; Ghafouri *et coll.* 2004 ; Horak *et coll.* 1996 ; Jacobs *et Horak*, 2006 ; Zettel *et coll.* 2005), nous ne savons pas dans quelle mesure une pré-sélection corticale d'une réponse s'applique aussi lors d'une situation inattendue et imprévisible⁶, et ce, à l'insu de l'expérimentateur. Ainsi, deux voies d'influence sont à envisager: d'une part, une pré-sélection peut permettre à des réponses optimisées basées sur l'expérience antérieure et le contexte actuel de s'exprimer (effet du “*central set*”). D'autre part, l'influence du cortex cérébral se traduit par une activation « en ligne » pour sélectionner et optimiser une réponse appropriée, auquel cas le cortex participe en phase tardive de réponse (Jacobs *et Horak*, 2007 ; Maki *et McIlroy*, 2007). Van Swigchem *et coll.* (2009) montrent à ce propos, la possibilité de modifier la réponse en cours (comme la technique de chute) à partir de 180-190 ms après apparition de l'indice visuel. L'occurrence de l'une ou l'autre de ces options dépend aussi des capacités d'équilibre d'un sujet : une personne ayant des troubles de l'équilibre peut être incapable de sélectionner rapidement une réponse appropriée au regard du contexte, et davantage se reposer sur des boucles corticales lors de la phase tardive pour adapter la RP aux exigences environnementales. En somme, dans le cas d'une perturbation imprévisible, Jacobs *et coll.* (2007) postulent que le scénario suivant a lieu : le cortex cérébral tient un pari sur une perturbation qu'il cherche à anticiper (“*best guess*”) et amorce une réponse qui lui paraît appropriée au regard du contexte et son expérience. Si la perturbation a effectivement lieu et si la RP est inadéquate pour retrouver l'équilibre, le cortex est encore recruté en phase tardive pour fournir des ajustements posturaux (volontaires) additionnels. Pour abonder dans ce sens, il faut noter que les latences des RP sont plus courtes que les plus rapides mouvements volontaires mais plus longues que les réflexes d'étirement (Chan *et coll.* 1979; Matthews, 1991). Cela suggère que les RP présentent un plus grand potentiel à être modifiées par des centres neuronaux résidant “plus haut” le long de l'axe neural (cf. rappels de neurophysiologie en section I)

Arguments provenant des résultats en Double-Tâche (« Posture - Cognition »)

Enfin, de nombreuses études ont démontré à l'aide du paradigme de la double tâche que la réalisation d'une tâche posturale, qu'elle soit simple comme le maintien orthostatique ou complexe (équilibre unipodal,...) fait appel à des processus cognitifs comme l'attention (Kerr *et coll.* 1985 ; Lajoie *et coll.*

⁶ La notion d'imprévisibilité reste discutable dans un cadre expérimental (laboratoire)

1993 ; Vuillerme *et* Nougier, 2004 ; Woollacott *et* Shumway-Cook, 2002). En effet, la performance simultanée d'une tâche d'équilibre et d'une tâche cognitive concurrente montre des effets d'interférence (Woollacott, 2002). Cette baisse de performance par rapport au niveau obtenu en condition simple laisse penser que la capacité attentionnelle est dépassée. Par-conséquent, ces interactions entre la performance mentale et la fonction d'équilibration suggèrent une implication corticale dans la régulation de la posture.

1.3. Paradigme de la Double-Tâche

Il est intéressant d'essayer de comprendre comment réagit l'organisme lorsqu'il est placé dans la situation de réaliser deux actions simultanément d'autant que cela reproduit un scénario largement rencontré au quotidien. L'étude de l'influence de la charge cognitive et l'attention sur les réponses posturales revient à faire pratiquer plusieurs tâches simultanément. Ce paradigme est connu sous l'appellation de la double tâche, décrit par Abernethy (1988). Il est désormais fréquemment employé pour étudier les exigences cognitives de tâches posturales variées et en évaluer le coût attentionnel notamment (Brauer *et coll.* 2002 ; Brown *et coll.* 1999 ; Carpenter *et coll.* 2004 ; Maki *et coll.* 2001 ; McIlroy *et coll.* 1999 ; Norrie *et coll.* 2002 ; Quant *et coll.* 2004 ; Zettel *et coll.* 2005).

1.3.1. Description du paradigme

La méthode consiste à comparer les niveaux de performance sous une condition simple (tâches réalisées seules et séparément) et lors d'une condition de double tâche (généralement avec une tâche cognitive): on place l'individu face à la réalisation de 2 tâches nécessitant l'attribution d'une certaine quantité de ressources cognitives. En ajoutant une tâche secondaire (pour laquelle la dégradation de la performance est mesurée) à une tâche principale (pour laquelle la demande en attention est mesurée), il est possible que la performance de la tâche secondaire (ou les 2) décroisse, au regard du niveau initial de référence. Le décrement de la qualité de réponse (ex: temps de réponse plus long, nombre de réponses incorrectes) met en évidence le coût attentionnel de la tâche primaire (cf. *Figure 77*). Nous avons vu précédemment que l'attention a une capacité limitée. La réalisation de 2 tâches simultanées requiert un partage de l'attention qui peut donc dégrader la performance à l'une et/ou l'autre des tâches. Si les deux tâches réalisées simultanément sont aussi bien réussies qu'individuellement, c'est que l'une d'elles ne nécessite pas d'attention ou en petite portion de la capacité limitée. Par contre, si l'une des tâches en pâtit, cela signifie que les deux requièrent de l'attention (Schmidt, 1982). Ce paradigme est intéressant pour évaluer l'allocation/mobilisation des ressources attentionnelles mais il ne faut pas perdre de vue qu'il existe différents facteurs d'influence tels que l'âge, la tâche, les informations sensorielles disponibles, la complexité de la tâche posturale, le degré d'expertise ou encore l'attention volontaire portée sur la tâche (Shumway-Cook *et* Woollacott, 2000, 2002 ; Teasdale *et* Simoneau, 2001 ; Lajoie *et coll.* 1993 ; Vuillerme *et* Nougier, 2004). Nous allons développer plus précisément le rôle joué par l'expertise à travers le concept d'automaticité.

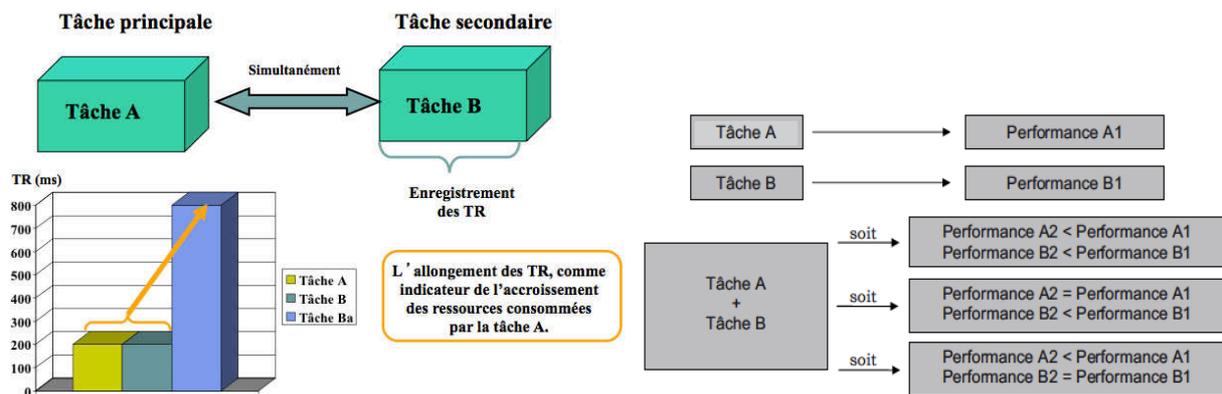


Figure 77 : Paradigme de la double tâche & stratégie d'allocation des ressources attentionnelles (d'après Boisgontier et coll. 2011)

1.3.2. Automaticité

Le paradigme de double-tâche se base sur le postulat des ressources attentionnelles conscientes multiples. Si l'ensemble des ressources attentionnelles reste limité, l'individu garde de la souplesse dans la répartition de ces ressources attentionnelles : il existe un « processeur central » qui distribue les ressources disponibles de manière plus ou moins égale selon les tâches, les consignes et les individus. Si l'une des tâches est automatique, ce sera une « routine » qu'il suffit de démarrer sans y prêter d'attention particulière ; mais selon le niveau d'expertise du sujet, il est parfois nécessaire de renoncer provisoirement à l'une des tâches. L'automaticité d'une action est commune pour des mouvements qui requièrent une faible précision ou qui sont fréquemment réalisés (Bernstein, 1967). Selon la théorie de Fitts (1964) sur l'apprentissage moteur, après avoir passé l'étape « cognitive » (fixation), la troisième étape est automatique: l'habileté motrice est acquise et peut être réalisée dans une variété de contextes sans une grande demande attentionnelle. L'ensemble du réseau moteur participe à l'exécution de ces mouvements automatiques et devient plus efficace avec l'automatisation (Wu et coll. 2004). Les GB (impliqués dans le démarrage et l'aspect harmonieux de mouvements volontaires) sont moins activés au stade automatique (Wu et Hallett, 2005) Pour réaliser des mouvements automatiques, les patients atteints de la maladie de Parkinson doivent compenser des dysfonctionnements des GB et présentent une activité cérébrale plus importante. Si la tâche de rattrapage est automatique, les ressources sont libres pour réaliser la tâche cognitive. S'il est nécessaire de prêter attention à l'action motrice, la performance à la tâche cognitive sera perturbée. Les personnes âgées sont plus affectées par une condition de double tâche que les jeunes adultes, notamment lorsqu'il s'agit de répondre à une perturbation externe. La marche dépend d'automatismes acquis au cours de la maturation des systèmes nerveux et locomoteurs. Cette acquisition repose sur la mémoire procédurale motrice (Beaunieux et coll. 1998), dont l'expression est implicite, inconsciente et indissociable de l'action. Concernant la marche, elle repose sur des circuits neuronaux spinaux rassemblés sous le nom de « générateur de patron central » (Dietz, 2003).

1.3.3. Une variété de tâches cognitives et posturales

Les effets d'interférence en double-tâche ont été démontrés en utilisant une variété de tâches cognitives (cf. Tableau en Annexe 18). Pour étudier l'implication de l'attention dans la réponse posturale, certains groupes ont couplé une tâche posturale à une tâche de temps de réaction (auditif ou visuel); d'autres utilisent le calcul mental (sous différentes formes : décompter; soustraire de 3, etc.) ; la

récitation de noms, le listing de mots commençant par une lettre précise, la complétion de phrases ou le masquage d'un mot parlé ("*Shadowing*") ; le test "*Walking when Talking*" (conversation en marchant); des tâches de mémoire spatiale ou d'inhibition ("*Go/NoGo*"); de l'"*eye tracking*" visuo-moteur avec poursuite de cible; etc. Les tâches posturales sont elles aussi variées, allant de la posture debout statique ("*Quiet Stance*") à la marche (parfois avec évitement d'obstacle) ou au TUG en passant par le maintien de postures difficiles ou dans des conditions de conflit sensoriel. Ces situations se centrent sur la régulation de l'équilibre en posture statique, ou en dynamique, sollicitent de manière prépondérante le contrôle prédictif/volontaire (Woollacott et Shumway-Cook, 2002). Parmi les tâches d'équilibration dynamique proposées en condition de double-tâche, peu de protocoles se basent sur une perturbation soudaine, dont l'intensité pourrait en outre conduire à une chute.

D'autre part, il y a plusieurs inconvénients aux protocoles recensés dans le tableau de littérature. Au-niveau méthodologique, on peut citer le fait que la tâche cognitive mobilise parfois de nombreuses ressources cognitives, souvent indifférenciées, voire des ressources motrices comme lors d'une sollicitation du langage par une réponse verbale articulée (comme dans les tâches de Temps de Réaction - TR). Par-exemple, un inconvénient du "*Tracking*" est lié au fait de tenir la manette (commande manuelle de la pince), qui peut non seulement inhiber les réponses des membres supérieurs et les réactions posturales mais susciter un effet d'interférence dissociable du traitement visuospatial lié à la tâche. Pour abonder dans ce sens, l'étude de Quant et coll. (2001) montre que le pédalage (passif ou actif) induit un délai dans l'initiation et l'exécution des réactions de "*Grasping*", probablement du fait des décharges sensorielles associées au mouvement des membres inférieurs. La nécessité d'une forme de réponse motrice peut donc influencer le niveau d'interférence observé en double-tâche et complexifier son interprétation en rendant son origine équivoque (demande computationnelle vs. commande motrice ?) (Yardley, 1999). De plus, nous avons noté que la charge cognitive n'est pas toujours précisément quantifiée et le contrôle de la hiérarchisation entre les tâches n'est pas expliqué. La principale critique vis-à-vis de laquelle nous souhaitons nous positionner concerne le choix des tâches en tant que tel : en effet, la plupart des tâches cognitives, à l'instar de la tâche de TR, sont de nature discrètes, ce qui ne permet pas d'évaluer l'instant exact de la réallocation attentionnelle, si elle a lieu. Par rapport à cette limite, quelques protocoles ont manipulé l'instant de présentation du stimulus. Les stimuli de la tâche auxiliaire étaient présentés à différents SOA allant de 0 à 100 ms par rapport à la perturbation. Cependant, l'aspect ponctuel de ces tâches ne permet pas d'avoir une vue précise de la dynamique attentionnelle. D'autres groupes de recherche ont remplacé la tâche classique de TR par une tâche cognitive « continue ». La tâche de poursuite visuo-motrice par-exemple permet d'être renseigné sur le moment exact du "*switch*" attentionnel, s'il a lieu (McIlroy et coll. 1999 ; Maki et coll. 2001 ; Norrie et coll. 2002 ; Zettel et coll. 2005 ; Quant et coll. 2004) (cf. Figure 78). Enfin, si les tâches « globales » (telles que « marcher en parlant ») offrent l'avantage d'être simples, elles ne permettent pas d'obtenir une mesure quantifiée précise, temporellement parlant qui permettrait d'évaluer finement les mécanismes en jeu.

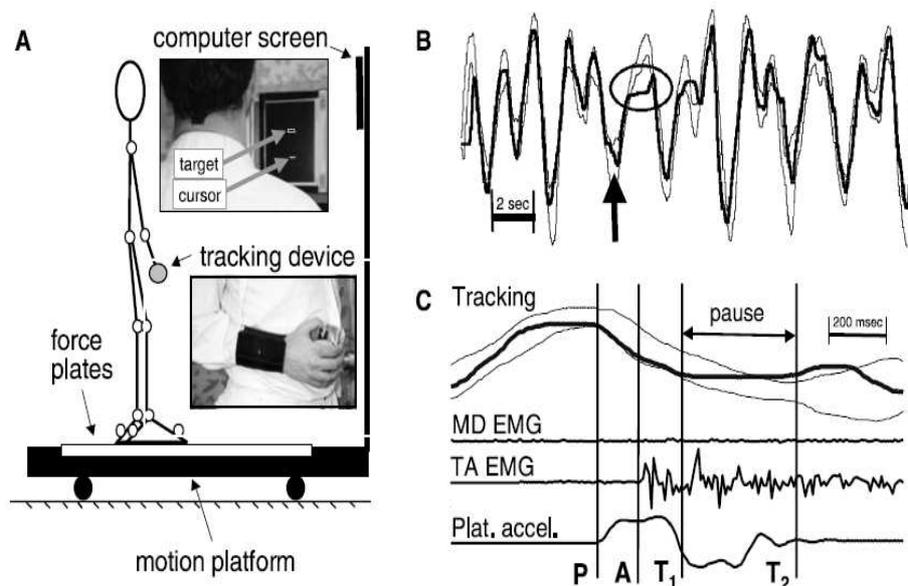


Figure 78 : Double-Tâche de type « tracking » (issu de Maki et McIlroy, 2007)

Remarque, les résultats tendent à montrer que les tâches liées à un traitement spatial (notamment au niveau mnésique) augmentent le risque de chute; et pas une tâche verbale telle que Stroop (cf. Brooks spatial-memory test (Kerr *et coll.* 1985)

1.3.4. Effets d'interférence décrits

Globalement, il ressort de ces études que le SNC est capable de déplacer rapidement l'attention ("switch" attentionnel) et quitter d'autres ressources cognitives d'une tâche (cognitive) en-cours pour les allouer à un rattrapage de l'équilibre lorsque c'est nécessaire. La plupart de ces études trouvent une interférence en phase tardive de réponse, renforçant l'idée que la phase précoce est automatique et la phase tardive « volontaire ». En revanche, cela n'est pas toujours vérifié, à l'image de l'étude de Redfern *et Muller* (2002) qui trouvent que c'est la phase précoce de la RP qui requiert des ressources cognitives. Dans l'étude de Maki *et McIlroy* (2002) une déviation dans la poursuite de la cible apparaît 100 à 300 ms après la phase présumée réflexe/automatique (i.e. la première réaction visible au niveau des muscles de la cheville), soit 200 à 400 ms après PO, probablement à cause d'une commutation attentionnelle. Par-contre, la déviation du "tracking" apparaît bien avant le pic de la réponse stabilisatrice (cf. pic de déplacement du CP 400-500 ms après PO); suggérant que l'attention joue un rôle dans le contrôle de ces réponses ainsi que pour les efforts subséquents de retour en position initiale équilibrée. Une autre série d'études utilisant des perturbations via des TSS plus importantes pour déclencher un pas compensateur, voire avec des contraintes appliquées au mouvement du pied (obstacles ou cibles pour le placement du pied) (Maki *et coll.* 2001 ; Zettel *et coll.* 2005 ; Zettel, 2006) a montré que l'erreur dans le tracking survient toujours après les premières réponses EMG (observées à la cheville). Par-contre, le switch attentionnel a lieu systématiquement avant l'initiation du pas, ce qui laisse penser que la planification du lever du pied et/ou de sa trajectoire requiert des ressources cognitives. Le switch attentionnel est particulièrement présent lorsqu'un contrôle précis du mouvement du pied est requis (99% vs. 81%). Les chercheurs observent que chez les personnes âgées, cette réorientation attentionnelle est délayée (de 30 ms environ), un résultat que Zettel *et coll.* (2006) avaient également observé. Néanmoins, il est toujours présent et dans toutes les conditions, même les moins

exigeantes. Pour expliquer ces différences, Shumway-Cook *et coll.* suggèrent qu'elles prioritisent la tâche de rattrapage ou dépendent davantage que les jeunes adultes de processus de traitement de haut-niveau pour contrôler les réactions à CS et compenser les effets du vieillissement au niveau central (Ward *et Franckowiak* 2003).

Jusqu'à présent, les résultats présentés montrent l'effet de la double-tâche sur la performance cognitive. Cependant, la performance à la tâche posturale peut également se trouver affectée. Les variables influencées par le paradigme de double-tâche ne sont pas toujours décrites à ce niveau. On recense néanmoins comme effets délétères chez de jeunes adultes placés en DT un contact plus fréquent avec un obstacle (Chen *et coll.* 1996), un temps de rattrapage plus long (Stelmach *et coll.* 1990), ou en posture statique des oscillations posturales plus importantes (Maylor *et Wing*, 1996). Suite à une TSS chez des personnes âgées avec troubles de l'équilibre, ils mettent plus de temps à regagner une position stable qu'en condition de simple tâche (Brauer *et coll.* 2001). Rankin *et coll.* (2000) ont caractérisé les effets de la demande attentionnelle sur la réponse neuromusculaire lors d'une perte de l'équilibre (stratégie à support fixe) : ils observent qu'une tâche de Mathématiques cause une diminution significative de l'amplitude au niveau des principaux agonistes et antagonistes de la cheville (GC et TA resp.), mais à un intervalle de temps différent. Concernant le TA, l'effet d'interférence attentionnelle apparaît entre 150 et 350 ms, à travers un déclin de la réponse musculaire. C'est une période associée à un niveau de traitement supra-spinal, et non monosynaptique-réflexe : les expériences de temps de réaction volontaire montrent en effet qu'un contrôle cognitif est possible dès 159 ms (Henry *et Rogers* (1960) ; Klapp *et Erwin* (1976) (cf. Schmidt, 1982). Par-contre, la réponse musculaire du GC est affectée (et de manière significative avec une réduction de 25%) plus tard, entre 350 et 500 ms et l'activation de ce muscle est inchangée plus tôt i.e. dans une fenêtre temporelle où les RPA sont utilisées pour stabiliser le corps. Cependant, l'équilibre n'est pas stabilisé avant 1 seconde au moins après le début de la perturbation (Lin *et Woollacott*, non publié, 1997). Les auteurs notent un effet de l'âge sur la diminution de l'amplitude dans la réponse neuromusculaire : elle concerne les agonistes/antagonistes chez les personnes âgées ; par contre chez les jeunes adultes, seule l'activité des antagonistes est réduite, ce qui permet, grâce à l'action des agonistes (ou "*prime movers*"), de ramener le CM à la position de repos.

Les effets d'interférence (Pashler, 1999) s'expliquent par certaines des théories décrites précédemment :

- la théorie de la capacité, selon laquelle la performance souffre de la compétition entre deux tâches pour lesquelles il faut se partager une réserve limitée ("*pool*") de ressources
- la théorie du "*Bottleneck*", selon laquelle la performance diminue car les tâches ne peuvent être exécutées que l'une après l'autre, à cause du canal unique de traitement de l'information
- les théories du "*Cross-Talk*" selon lesquelles le traitement d'une tâche crée du bruit qui interfère avec la performance de la seconde tâche
- les théories liées à la structure neuronale, selon laquelle il y aurait des demandes concurrentes pour des circuits neuronaux spécifiques dans le cerveau.

Ces protocoles sont difficiles à comparer car la nature de la tâche posturale et/ou cognitive diffère. La discrédence des résultats, comme le moment exact de l'interférence, peut avoir plusieurs origines: (1) le coût lié à la réorientation attentionnelle (se désengager d'une tâche cognitive en cours n'est pas

équivalent au fait d'initier une réponse à un stimulus); (2) la complexité de la tâche cognitive (différence entre une tâche de TR simple et une tâche de poursuite visuomotrice d'une cible en mouvement), qui influence l'attention disponible pour la tâche secondaire et la performance puisque cette dernière est proportionnelle à la taille de l'espace attentionnel disponible. A ce titre, nous pouvons souligner qu'il est difficile d'évaluer de prime abord la charge mentale qui est imposée, soit le niveau de "challenge" cognitif que représente chacune de ces tâches cognitives (ex : « hiérarchiser » une tâche de Mathématiques et une tâche de Discrimination Auditive). (3) le challenge constitué par la tâche posturale est aussi un élément à prendre en compte (par-exemple, se tenir debout est plus coûteux (en attention) que se tenir assis (TR plus long) ; les stratégies à CS sont attentionnellement plus exigeantes et coûteuses que les stratégies à SF (surtout chez les personnes âgées, notamment chuteuses (Brown *et coll.* 1999) mais cela a aussi été vérifié chez les plus jeunes (Brauer 2002)). Plus la tâche posturale est difficile, plus un traitement cognitif est requis. (4) le statut de chacune des tâches réalisées influencera le niveau d'interférence. Les consignes permettent notamment de définir une priorité pour l'une des tâches, dénommée alors tâche primaire. Il est alors demandé aux sujets de répondre de manière identique à cette tâche en condition simple (où elle est effectuée seule) et en condition duelle (paradigme de la tâche ajoutée). Cette distinction entre les tâches s'avère parfois artificielle mais elle peut s'avérer utile si l'expérimentateur cherche à mesurer l'habileté du sujet à commuter ou déplacer son attention sur deux actions concurrentes plutôt qu'estimer la demande en ressources attentionnelles de la tâche principale. Lorsqu'aucune consigne de priorité n'est donnée, l'attention se répartit généralement de façon équitable entre les tâches à réaliser, ou selon une stratégie spécifique d'allocation de ressources, propre à l'individu, qui est difficile à contrôler.

1.4. Synthèse, Objectifs et Choix Méthodologiques

1.4.1. Synthèse et objectifs

Un déficit cognitif majore le risque de chute (Strubel *et coll.* 2001). Les mécanismes sous-jacents sont nombreux : troubles du jugement, conduisant à une mauvaise évaluation des risques ou mauvaise appréciation de ses propres capacités fonctionnelles ; troubles praxiques ; troubles visuospatiaux pouvant nuire à l'évitement d'un obstacle ; troubles comportementaux (déambulation permanente, responsable, une agitation psychomotrice ou vespérale,...) ; enfin, des troubles attentionnels, surtout lors de situations d'attention divisée, où il est nécessaire d'intégrer des stimuli simultanés.

Dans la vie de tous les jours, beaucoup de tâches posturales sont réalisées simultanément à une tâche cognitive (marcher en portant un verre d'eau ou en discutant,...) : ce sont des situations qui exigent de diviser ses ressources attentionnelles de façon à pouvoir réaliser correctement les deux tâches entreprises (parfois davantage). Cette étude a d'abord été menée pour se rapprocher de cette réalité contextuelle dans laquelle surviennent la plupart des chutes. Pour étudier les ressources cognitives sollicitées par une réponse posturale, et particulièrement l'attention, nous avons donc utilisé le paradigme de la double-tâche. Il repose sur l'hypothèse que deux tâches réalisées simultanément interfèrent si elles utilisent les mêmes sous-systèmes fonctionnels, cérébraux, comme la mise en jeu conjointe de l'attention. Les résultats provenant de la littérature montrent des effets d'interférence, suggérant que les réactions de rattrapage requièrent des ressources cognitives.

Les fluctuations attentionnelles au cours d'un acte moteur peuvent révéler les étapes de traitement de l'information ou du mouvement qui nécessitent de l'attention (Schmidt, 1988) or les études présentées dans le cadre de notre revue de littérature fournissent peu d'informations sur les caractéristiques temporelles de ce traitement central. A t-il lieu en parallèle, avec un partage des ressources entre les deux tâches (cognitive et posturale), ou le contrôle est-il séquentiel, auquel cas un phénomène de réorientation (appelé « *Switch* attentionnel ») doit apparaître, témoignant d'une stratégie de réallocation des ressources cognitives entre les tâches.

Y a-t-il une fenêtre temporelle critique lors d'une réponse posturale (initiée et exécutée) pendant laquelle le sujet peut ne pas percevoir un indice (visuel, auditif) qui lui est présenté ? La perception de cet indice peut-elle affecter son comportement 'en-cours', à cause de l'intégration du stimulus dans le programme moteur lancé en réponse à l'accélération subie ?

La question de savoir s'il y a une fenêtre temporelle critique, lors d'une réponse posturale (initiée et/ou exécutée), pendant laquelle l'intégration de stimuli visuels est possible tout en maintenant le programme moteur de réponse à la perturbation soudaine reste peu appréhendée. L'étude de la dynamique attentionnelle constitue donc une ligne de recherche que nous avons cherché à emprunter; d'autant que nos deux premières études ont mis en évidence un décours temporel spécifique lors d'une réponse posturale, avec la succession d'une phase passive et active. La chute, suscitée par une forte perturbation posturale comprenait en effet une phase précoce passive au-cours de laquelle le système ne semble pas en mesure de réagir. Cela nous a conduit à nous interroger sur le traitement cognitif en-cours tout au long de la réponse posturale, et plus particulièrement dans cette première phase. Au-regard des résultats provenant de la littérature, nous émettons l'hypothèse qu'elle ne devrait pas être affectée par la situation de double-tâche, mais que la phase tardive de la réponse posturale, en revanche est susceptible d'être influencée par des processus cognitifs.

L'étude de la dynamique attentionnelle constitue donc une ligne de recherche que nous avons cherché à emprunter, car un scénario comme la chute se caractérise par sa brièveté. Les protocoles existants ne permettent pas d'évaluer précisément la réallocation des ressources attentionnelles dans sa temporalité. Nous nous sommes donc orientés vers un paradigme souvent utilisé en psychophysique pour examiner les caractéristiques des processus attentionnels et perceptifs : la méthode RSVP ("*Rapid Serial Visual Presentation*"), une tâche de présentation visuelle en succession rapide consistant à présenter aux sujets plusieurs stimuli visuels les uns à la suite des autres.

1.4.2. Tâche de "*Rapid Serial Visual Presentation*" (RSVP)

Dans la tâche du RSVP, des stimuli tels que des lettres, des chiffres, des mots ou des images sont présentés brièvement au même endroit et se succèdent rapidement (généralement, de 6 à 20 items par seconde). Typiquement, un item du flux de stimuli présentés successivement, la cible, est différenciée, et la tâche du sujet consiste à l'identifier.

La succession des stimuli est intéressante pour complexifier le traitement d'une image : le traitement d'une image cible, seule, est plus facile que traiter ce même stimulus « enfoui » dans un enchaînement de stimuli complexes (Lawrence, 1971). Par sa nature, la procédure de RSVP intervient sur le niveau de charge cognitive qui est imposé. Par-ailleurs, elle peut être considérée comme une tâche de 'recherche visuelle' opérant davantage dans le domaine temporel que spatial. De plus, dans une tâche de RSVP,

chaque item élimine le précédent du stockage sensoriel ("*sensory storage*") (Kahneman, 1968) Enfin, avec la présentation d'un nouvel item à traiter, le temps disponible pour des processus cognitifs de haut niveau et pour la perception est contraint (Potter, 1976).

En diffusant une série de stimuli qui se succèdent rapidement, la tâche de RSVP présente l'intérêt de permettre l'exploration des caractéristiques temporelles du traitement de l'information : l'expérimentateur connaît en effet précisément l'instant où l'item est présenté. Les expériences en simple tâche de RSVP ont fourni des données sur les caractéristiques temporelles des processus impliqués dans l'identification d'une simple cible (Lawrence, 1971) Elles ont aussi montré leur utilité pour développer des théories sur les mécanismes perceptifs et attentionnels intervenant dans ce type de tâche (McLean et Broadbent, 1982). Par-exemple, ce paradigme a été utilisé pour mettre en évidence le rôle de la couleur dans le traitement de la couleur dans les scènes naturelles (Yao et Einhäuser, 2008). Ces études ont montré que malgré une fréquence de présentation rapide des stimuli, les sujets sont capables d'identifier une cible sur une proportion significative d'essais. Cependant, des erreurs dans l'identification de la cible peuvent apparaître, avec notamment des « intrusions » pré- et post-cibles consistant à nommer un item précédant ou succédant immédiatement la cible de n-item (désigné comme l'erreur -n ou +n) (Raymond et coll. 1992). Ces erreurs dépendent des stimuli, de la fréquence de présentation et des caractéristiques définissant les cibles.

De nombreuses études ont utilisé la procédure de RSVP en tâche multiple, dans laquelle deux cibles ou plus sont identifiées. Dans de telles expériences, le coût pour identifier la première cible engendre un déficit temporaire dans l'identification des stimuli suivants: ce phénomène appelé "*attentional blink*" (AB) (Raymond et coll. 1992) intervient lorsque deux cibles sont trop proches l'une de l'autre. Cette période dite réfractaire, pendant laquelle le système est « aveugle » et incapable de s'occuper d'une nouvelle information révèle donc le temps requis pour être préparé à traiter un nouveau stimulus. Pour éviter un effet de masquage, un timing typique consiste à présenter chaque item 100ms entrecoupé d'un intervalle de 20ms. Une seule cible présentée parmi les distracteurs permet aussi d'évacuer ce phénomène de AB (Broadbent et Broadbent 1987 ; Raymond et coll. 1992)

2. PROTOCOLE EXPERIMENTAL

2.1. Sujets

Huit volontaires étudiants (âge moyen: 23 ans, ectype: 1,3) composés de 4 femmes et 4 hommes, naïfs par rapport à l'expérience ont été recrutés. Les critères d'exclusion étaient les suivants : ils devaient être sédentaires (moins de 3h de sport /semaine), ne pas avoir de problème visuel, vestibulaire ou musculo-squelettique, et ne pas être tombé de manière inexplicable dans les deux ans précédant l'expérience.

2.2. Paradigme de la double tâche

2.2.1. Tâche cognitive, stimuli et setup

Les expériences étaient conduites à l'aide d'un logiciel IHL version 2.0 développé en interne. Les stimuli étaient présentés sur l'écran de lunettes Personal 3D Viewer Sony HMZ-T1 venant avec 2 panneaux OLED de 1280 x 720 à haute résolution. Ces stimuli apparaissaient dans un flux d'images continu, successivement, à une fréquence de 15,4 Hz.

Les stimuli étaient des symboles ronds et noirs, dont certains smileys. Ils étaient insérés dans un tableau à fond gris 3x3 de 258 x 258 pixels, placé au milieu d'un écran noir de résolution 800 x 600. La cible était choisie aléatoirement parmi trois types de smileys (*Figure 79*).



Figure 79 : exemple de stimuli utilisés dans la tâche cognitive

Chaque séquence durait 10 secondes, et était précédée d'une image grise, de la même taille du tableau, avant qu'un message de type "prêt." (Répété 3 fois et séparé de 750 ms) n'apparaisse. Alors, le tableau apparaissait vide pendant 1 seconde puis la présentation de la séquence débutait.

Il y avait deux niveaux de difficulté: facile et difficile. Dans le niveau facile, les sujets connaissaient la cible à l'avance et l'endroit où elle était censée apparaître. Par-contre, dans la condition difficile, ils connaissaient uniquement la cible à rechercher et devaient indiquer si elle était apparue, et à quel endroit. Cette condition difficile s'apparentait donc à une tâche de type « recherche visuelle sérielle » ; tandis que la condition facile faisait appel à une orientation automatique de l'attention (« pop out »).

La réponse demandée n'était pas un temps de réaction (soit une réponse immédiate après présentation de la cible) mais devait être donnée à la fin de la diffusion la série ; évitant ainsi la juxtaposition des commandes et des processus (par exemple lié à l'articulation d'une réponse verbale).

2.2.2. Tâche posturale

La tâche posturale était, du point de vue du matériel utilisé, similaire à celle décrite dans le chapitre 1 : la même plateforme servomotrice pneumatique servait à créer la perturbation posturale. Des translations horizontales imprévisibles de la surface de support d'une amplitude de 40 cm étaient présentées sous le sujet debout. Par-contre, une seule direction (translation vers l'avant - "Forward", occasionnant un déséquilibre arrière) et une seule vitesse (0,7 m/s) ont été sélectionnées dans cette étude. Une analyse cinématique de la réponse posturale était menée grâce au système de capture tri-dimension Coda motion (CX1), ainsi qu'un suivi des activités de 15 groupes musculaires enregistré par des électrodes de surface sans fil de type Delsys.

2.2.3. Synchronisation des deux tâches

La série démarrait aléatoirement avant la perturbation puis le logiciel permettait de lancer le démarrage automatique de la plateforme à un instant donné connu. L'apparition de la cible était synchronisée pour apparaître avant, au même moment que la perturbation ou après, en phase T1/T2 ou T3 (cf. *Figure 80*)

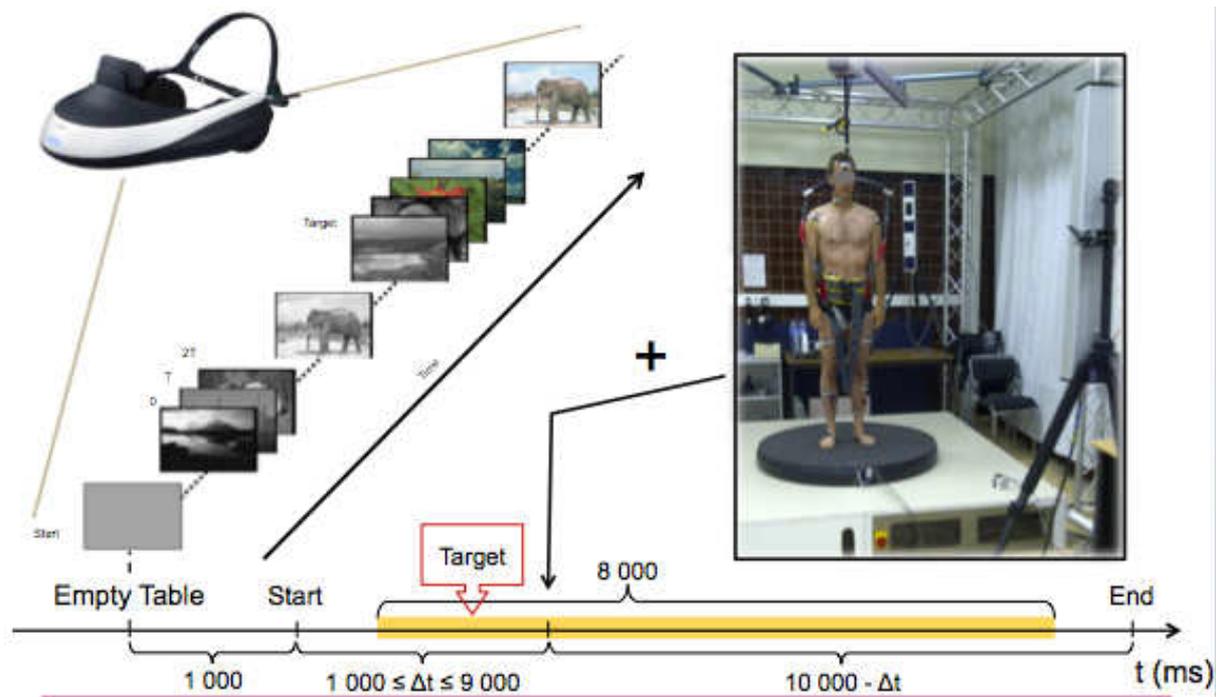


Figure 80 : Protocole expérimentale de double tâche

2.3. Procédure expérimentale

2.3.1. Déroulement de l'expérience et Nombre d'essais

Les essais commençaient lorsque le sujet était prêt. Une pause était accordée à chaque fois que cela était nécessaire ou souhaité par le sujet. Les expériences se composaient de trois temps successifs: 1) réalisation de la tâche cognitive seule ; 2) la réalisation de la tâche posturale seule ; 3) les essais en double-tâche (posturale et cognitive).

En condition de simple tâche cognitive (STC), les sujets réalisaient 6 essais faciles et 6 essais difficiles, et chacune de ces séquences incluait un essai sans cible. En condition de simple tâche posturale (STP), les sujets subissaient 8 translations vers l'avant appliquées à la surface de support : les quatre premières sans le casque et les quatre suivantes avec le casque. Le déclenchement de la perturbation n'était pas connu à l'avance. En condition de double tâche (DT), les sujets réalisaient 14 essais faciles et 14 essais difficiles, et chacune de ces séries incluait 4 séquences sans cible. Les cibles étaient distribuées dans le temps de manière uniforme entre 0 et 80 ms (T1) et entre 80 et 300 ms (T2/T3); ce qui fournissait au total 5 séquences T1 et 5 séquences T2/T3 pour chaque niveau de difficulté. La même séquence de 40 essais était montrée aux sujets, mais l'ordre de présentation était aléatoire (au niveau des distracteurs, etc.). Un débriefing oral clôturait la session expérimentale (opinion, impressions,...)

2.3.2. Consignes

Les sujets devaient réaliser les deux tâches au mieux de leurs capacités, sans donner de priorité de réalisation à l'une ou à l'autre. Néanmoins, l'intensité de la perturbation imposée (vitesse de translation) était choisie pour que la tâche posturale soit assez difficile à gérer : le rattrapage nécessitait a minima le déclenchement d'un pas compensateur.

2.4. Acquisition et Traitement des données

Pour quantifier la performance cognitive, nous avons considéré que les sujets avaient réussi la séquence s'il était en mesure de détecter la cible et sa position (la localiser au bon endroit). Les résultats des séquences sans cible n'étaient pas pris en compte pour simplifier le traitement des données. Nous demandions aux sujets s'ils avaient vu la cible et si oui, où elle se trouvait. Pour ces deux étapes de réponse, une échelle de confiance était proposée, allant de 1 à 3 (pari/hasard, à peu près sûr, absolument certain). Seuls ont été analysés les essais réussis".

Concernant la tâche posturale, une évaluation subjective de l'instabilité posturale ressentie était recueillie, à l'aide d'une échelle allant de 1 à 10 (pas déséquilibré → chute). De plus, certains paramètres étaient calculés, comme les caractéristiques du premier pas (latence, hauteur, durée, longueur) et les latences et amplitudes EMG. Le traitement de ces données est décrit en chapitre II.

Une analyse de variance (ANOVA) à un facteur a été réalisée sur les variables pour étudier l'effet condition (STP, DT facile et DT difficile). Puis, pour étudier l'effet de la difficulté et de la période d'apparition de la cible, une ANOVA à mesures répétées sur 2 facteurs Difficulté (facile, difficile) x Période (T1, T2, T3) a été réalisée. En présence d'une interaction, un test post-hoc a été réalisé à l'aide du test de Tukey. Pour l'ensemble de ces tests, le seuil de significativité était fixé à $p < 0,05$.

3. RESULTATS

La figure ci-dessous illustre la distribution de la charge cognitive par période temporelle calée par rapport à la déstabilisation posturale : T0 (avant la perturbation) ; T1 (de 0 à 80 ms) ; T2 (de 80 à 160 ms) et T3 (de 160 à 300 ms). Elle montre que les tâches de RSVP étaient distribuées de manière relativement équitables d'une période à l'autre, bien que la phase T0 n'était pas envisagée en amont de l'expérimentation : du fait du décalage dans la synchronisation avec la machine à tomber, certaines cibles sont apparues avant le début de la perturbation. De la même façon, suite à l'expérimentation, nous avons décidé de scinder la phase T2 en deux, ce qui explique pourquoi le nombre d'essais est légèrement supérieur en phase T1.

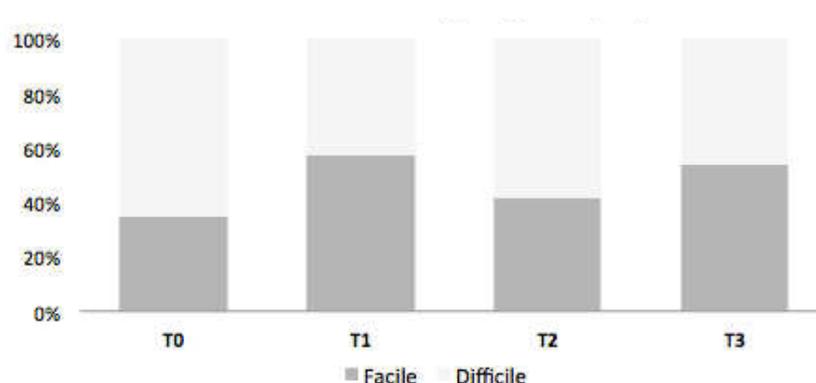


Figure 81 : Distribution de la charge cognitive par période

3.1. Effet de la condition de double-tâche sur la performance cognitive

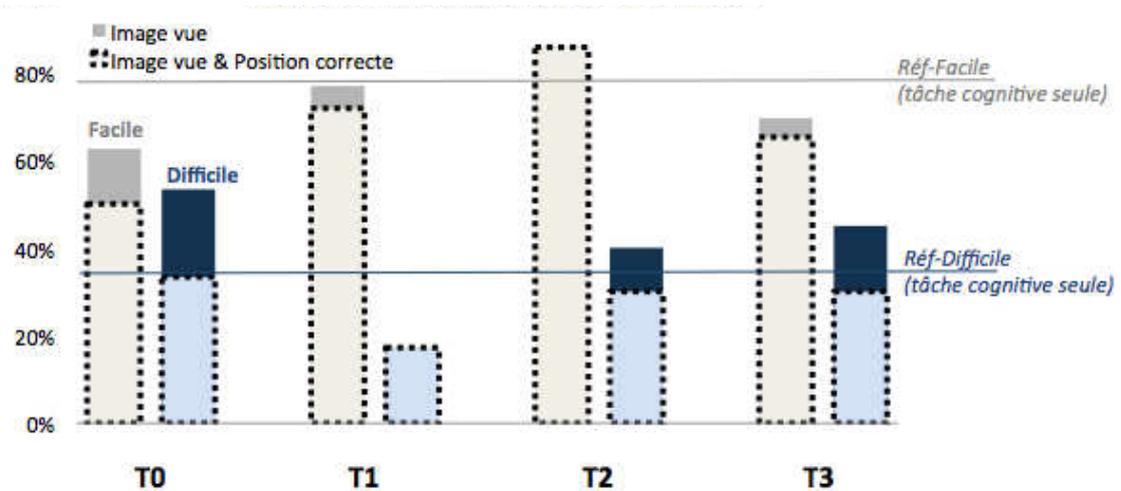


Figure 82 : Performance à la tâche cognitive en fonction du niveau de charge et du moment d'apparition de la cible

Ce graphe illustre la performance à la tâche cognitive en fonction du niveau de charge attentionnelle appliqué (facile, difficile) et en fonction du moment d'apparition de la cible (soit en phase T0, T1, T2 ou T3). Il permet également d'évaluer la réussite selon deux critères: un succès total dans la performance cognitive se traduit lorsque le sujet a non seulement vu la cible, mais est aussi capable de la positionner sans erreur (représenté par les pointillés sur le graphique) ; nous avons également montré ici les résultats apparaissant lorsque la cible était vue, mais le sujet n'a pas été en mesure de la positionner correctement. Nous constatons tout d'abord que les résultats n'évoluent pas de la même façon selon le niveau de charge cognitive considéré : en condition facile, le niveau de référence atteint (lorsque la tâche cognitive est exécutée seule -STC- simple tâche cognitive) que les résultats obtenus en double tâche (DT, et ce dans toutes les phases à l'exception de la phase T2 où la performance est meilleure en DT). Nous observons qu'en condition facile, la meilleure performance est réalisée en phase T2 ; suivie par la phase T1 et T3 respectivement. Le taux de succès le plus élevé apparaît en phase T0. En condition difficile, le taux de succès (les 2 critères réunis) est le plus élevé lorsque la cible apparaît avant le début de la perturbation. Par contre, lorsque la perturbation a débuté (T1, T2, T3, N) et que le sujet doit simultanément tenter de se rééquilibrer (« vraie » situation de double tâche), la performance en tâche difficile diminue. La performance est particulièrement altérée par la double tâche en phase T1. De manière générale, nous assistons à un effet de phase plus marqué sur le niveau de charge élevé (condition difficile).

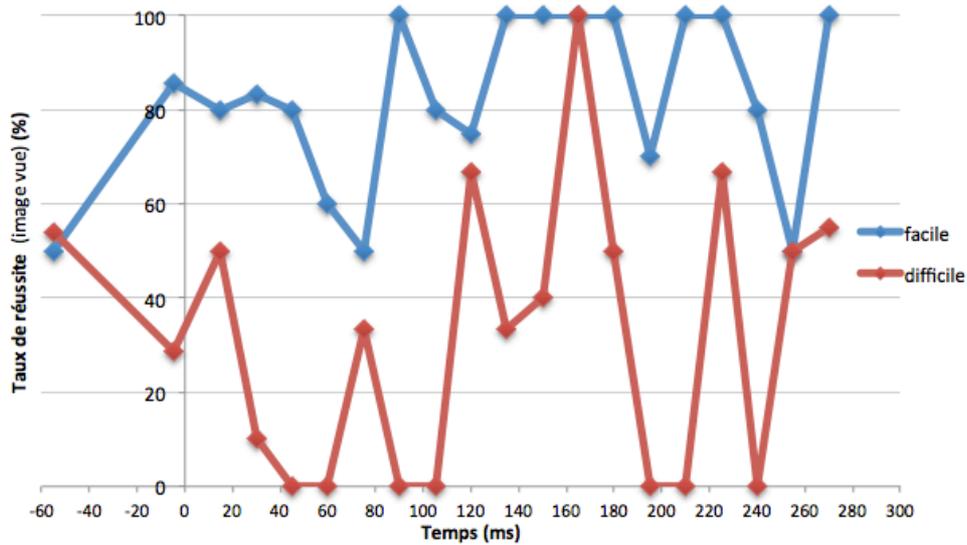


Figure 83 : Evolution des performances cognitives au-cours de la chute

Lorsque l'on s'intéresse à l'évolution des performances cognitives au-cours de la chute, nous observons globalement que plus on progresse dans la chute (temporalité), plus les performances présentent un meilleur taux de réussite bien que cela soit moins évident en condition difficile. D'ailleurs, ce graphique permet de montrer que la performance en condition difficile est toujours inférieure au taux de réussite atteint en condition facile. Un effet de l'instant de présentation de la cible serait à confirmer par la suite : en condition difficile, nous observons que le taux de réussite est particulièrement faible entre 30 ms et 160 ms tandis que la performance en tâche facile semble quant à elle affectée entre 60 et 120 ms.

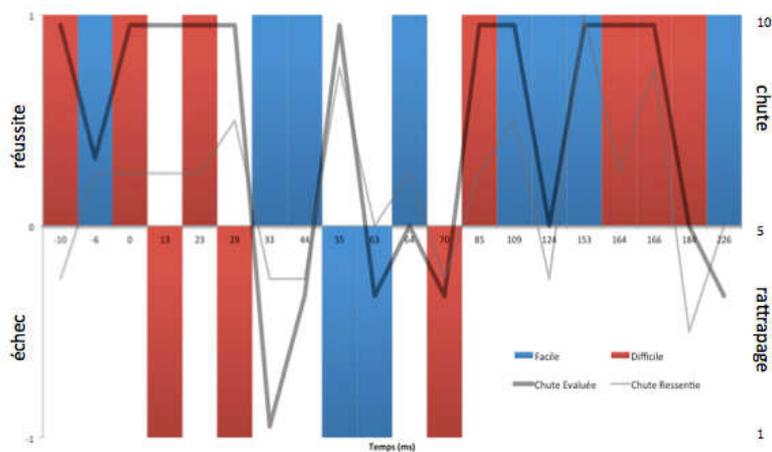


Figure 84 : Paradigme de double-tâche : évaluation du niveau de chute et de la performance cognitive en fonction de l'instant d'apparition de la cible (exemple d'un sujet)

Lorsque sup à 0 : réussite à la tâche cognitive ; échec Inf. à 0 ; (la valeur 0 correspond au début de la perturbation)

La Figure 84 constitue la représentation de l'évaluation du niveau de chute et de la performance cognitive au-cours de la chute pour un sujet, selon l'instant d'apparition de la cible. Nous constatons d'abord que l'évaluation subjective du déséquilibre ressenti suit de manière cohérente le niveau de chute évalué par l'expérimentateur. Dans cet exemple, le sujet est en réussite à la tâche cognitive, qu'elle soit difficile ou facile. Néanmoins, on constate une tendance intéressante, qui sera à confirmer ultérieurement : quand la tâche est réussie, cela semble engendrer un impact négatif sur la chute et la

capacité à se rattraper; Inversement, nous observons un impact positif sur le rattrapage lorsque la tâche cognitive n'est pas réussie.

3.2. Effet de la condition de double-tâche sur la réponse posturale

3.2.1. Caractéristiques du premier pas

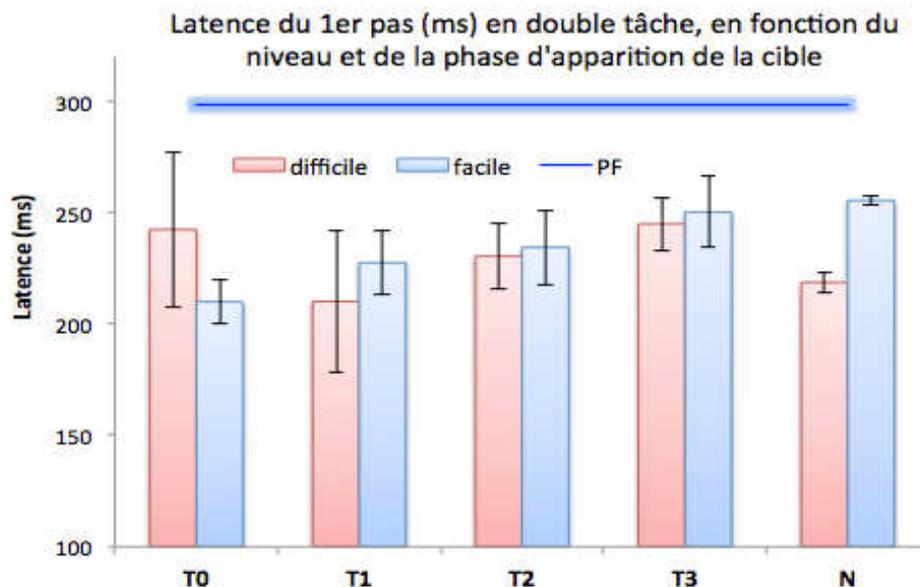
Latence du premier pas

En condition de DT, les latences du premier pas sont inférieures à celles observées en condition de tâche posturale seule (signal « PF » sur le graphique, latence moyenne = 300 ms).

Concernant la différence entre les niveaux de charge cognitive (faible ou élevé en condition facile vs. difficile respectivement), nous observons qu'en général, les latences du premier pas sont plus faibles en condition difficile qu'en facile, sauf quand la cible apparaît avant la perturbation. Dès lors que la cible apparaît en même temps qu'une réponse posturale est exigée, on observe que le pas est déclenché plus tôt en condition difficile qu'en condition facile.

Concernant l'effet de la phase (ou plus précisément l'effet de l'instant de présentation de la cible) sur la réponse, nous observons que :

- au niveau difficile, c'est lorsque la cible est présentée en T1 que le pas est déclenché le plus tôt, avec une latence proche de celle observée lorsqu'il n'y a pas de cible. La latence du pas est plus longue lorsque la cible apparaît en T2 et T3.
- au niveau facile, c'est en T0 que le pas est réalisé le plus tôt (i.e. quand la cible apparaît avant la perturbation); puis la latence augmente graduellement au fur et à mesure des phases (T1 → N),



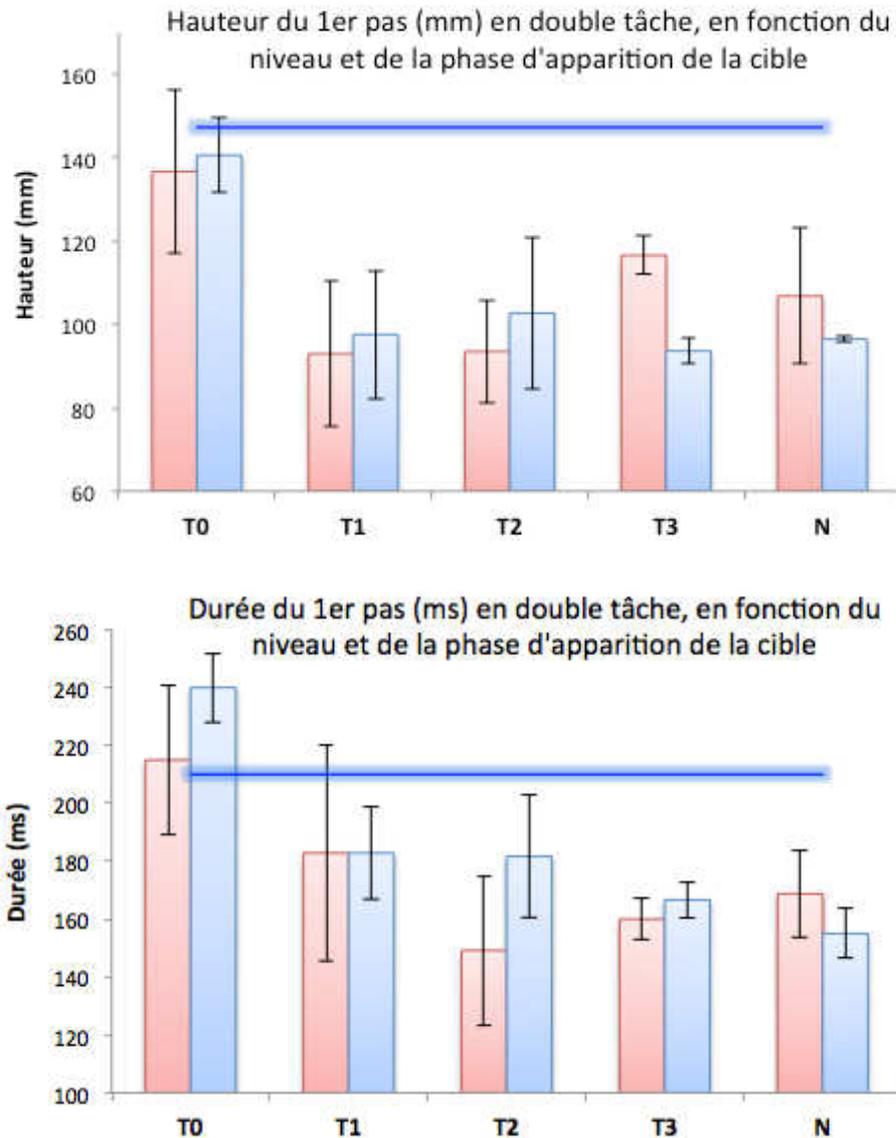


Figure 85 : Caractéristiques du 1^{er} pas en fonction du niveau de la tâche et de la phase d'apparition de la cible

Hauteur du premier pas

En condition de DT, lorsque la tâche cognitive et la tâche posturale sont simultanément présentes, le pas est moins haut qu'en condition -Posture seule- (cf. hauteur moyenne en PF symbolisée par la ligne bleue, de 148 mm). Dans la continuité, il faut noter un large effet de la phase d'apparition de la cible, au sens où lorsqu'elle apparaît avant, le pas atteint une hauteur quasiment identique à celle du pas réalisé en condition de simple tâche (posturale) -STP- .

Concernant la différence entre les niveaux de charge cognitive, nous observons qu'en général, la hauteur du pas en condition facile et difficile est similaire, sauf au niveau de la phase T2 et N, où la hauteur du pas est significativement supérieure en condition difficile.

Concernant l'effet de la phase sur la réponse, nous observons que :

- au niveau difficile, la hauteur minimale du pas apparaît en T1 ; elle est équivalente à celle apparaissant lorsque la cible est en T2. Par contre, ces hauteurs sont largement inférieures en N et T3 ; elle-même inférieure à la hauteur de pas atteinte en T0.

- au niveau facile, il n'y a pas d'effet significatif ? de la phase sur la hauteur de pas. Néanmoins, la plus faible apparaît lorsque la cible est présentée en phase T3 ; avec une moyenne légèrement inférieure à celle obtenue lorsqu'il n'y a pas de cible (N), équivalente à celles obtenue en T1 et T2. Par-contre, la hauteur du pas est significative. plus haute en T0 et au niveau de référence.

Durée du premier pas

La durée est affectée par la condition de double-tâche, et ce pour toutes les phases à l'exception du cas particulier de T0 ; où elle est à peu près égale au niveau de référence (PF). En condition facile, la durée est même plus longue en DT, lorsque la cible apparaît en T0.

Concernant la différence entre les niveaux de charge cognitive, nous observons qu'en condition difficile, la durée est globalement inférieure à la condition facile (elle-même inférieure à la durée en simple tâche posturale - STP -).

Concernant l'effet de la phase sur la réponse, nous observons pour les deux niveaux de charge cognitive que la durée en T0 est supérieure aux phases T1, T2, T3 et en condition N.

- au niveau difficile, la durée est particulièrement altérée par rapport aux autres phases en T2 ; puis T3 et N présentent une moyenne équivalente, supérieure, mais inférieure à la durée du 1^{er} pas en T1.
- au niveau facile, la condition sans cible (N) engendre une durée de pas plus courte; elle s'allonge ensuite respectivement, en phase T3, puis T1 - T2 de même moyenne. Enfin, la durée du pas de rattrapage est significativement plus longue en T0

3.2.2. Activités Musculaires

TA : En condition difficile, la latence d'activation du TA est inférieure à la condition facile en T3 et N; mais supérieure en T0. Au-niveau de la jambe oscillante, en condition difficile, la latence du TA est légèrement inférieure au niveau de référence en T3 et N. Au-niveau de la jambe d'appui, en condition facile, la latence est supérieure en T3 et N à la référence et inférieure en T0.

SOL : Pour les deux jambes, la latence en condition difficile est globalement inférieure au niveau facile en T1, T3 et N. Par-contre elle est supérieure au facile en T2. Au-niveau de la jambe oscillante, en condition facile, la latence en T3 est supérieure au niveau de référence ; en condition difficile, la latence en T1 et T2 est supérieure à la référence. Au-niveau de la jambe d'appui, en condition difficile, la latence du SOL est inférieure au niveau de référence et à la condition facile en T3 et en N ; par contre de T0 à T2, la latence est supérieure au niveau de référence. En condition facile, la latence en T3 et en N est supérieure au niveau de référence.

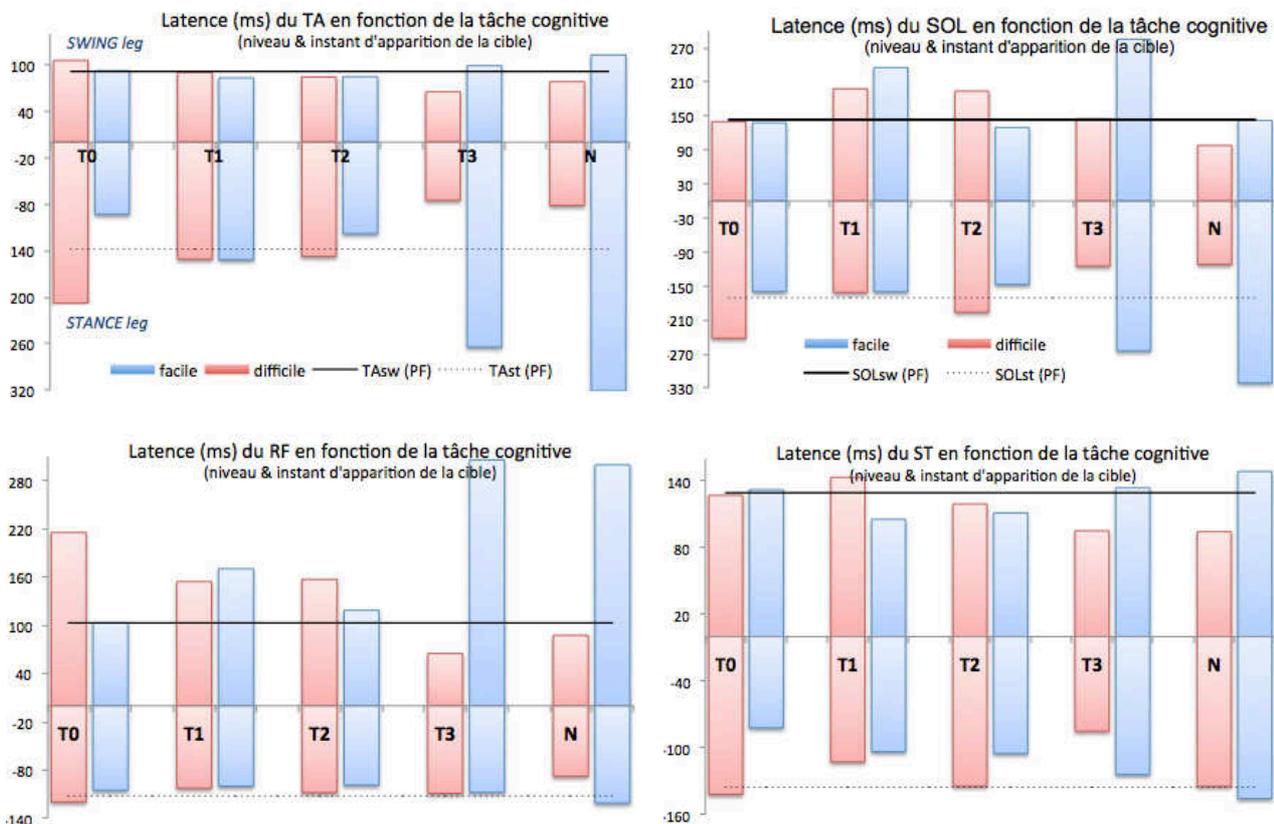
RF : au niveau de la jambe oscillante, la latence d'activation du RF en condition difficile est plus courte qu'en condition facile, sauf en T2 et en T0 où elle est plus longue. En DT de niveau difficile, la latence est plus courte par rapport à la STP en T3 et en N ; et plus longue de T0 à T2. En condition facile, la latence est supérieure à la STP, surtout en T2, T3 et N. Concernant la jambe d'appui, les latences en DT de niveau facile et difficile, en STP, dans toutes les phases et en N sont équivalentes.

ST : au niveau de la jambe oscillante, pour toutes les phases et en N, la latence d'activation du ST est similaire à la référence, que cela concerne la DT facile ou difficile. En condition difficile, elle est légèrement inférieure à la référence en T3 et N. Au-niveau de la jambe d'appui, la latence d'activation est légèrement plus longue en condition difficile qu'en facile, sauf en T3. Pour les deux niveaux, les latences sont inférieures à la référence (STP) de T1 à T3. En condition facile, la latence augmente avec les phases ($T0 < T1 < T2 < T3 < N$). Elle est plus longue qu'en difficile en T3 et en N.

MUSCLES du TRONC : la condition de STP et de DT ainsi que les niveaux présentent des latences équivalentes surtout au niveau de l'ESL ; les latences du RA en difficile sont légèrement supérieures au niveau facile (sauf en T3). Il faut aussi souligner deux cas particuliers : en condition difficile, les latences du RA sont supérieures en phase T2 par rapport à la référence ; et en T3, les latences en facile sont supérieures à la référence.

MUSCLES du COU : les latences du SCM et du PS sont équivalentes au niveau de référence en condition de DT ; sauf en facile, en N, où la latence est plus longue que la référence. Concernant les niveaux de charge, les latences sont équivalentes, bien qu'en T3, la latence en facile est plus longue ; et que la latence du PS en condition difficile est supérieure au facile en T0 et T2 et inf. en T3 et en N

DELT(d) : en double-tâche, les latences d'activation sont inférieures à la référence. Elles sont globalement similaires dans les deux conditions, sauf en T0, où au niveau difficile, la latence est à la fois supérieure à la référence et à la condition facile. De plus, en N présenté en condition facile, la latence est supérieure à la référence et au niveau difficile.



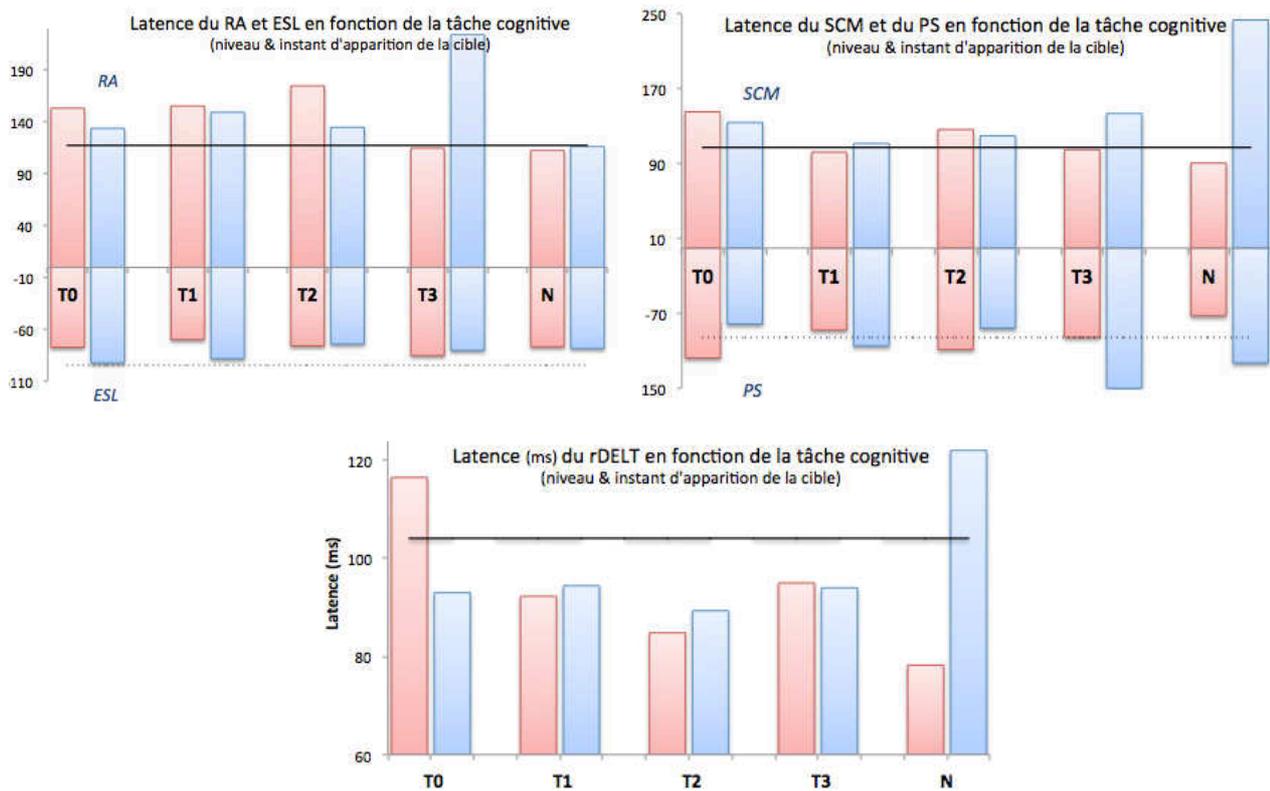


Figure 86 : Latences musculaires (ms) en fonction de la tâche cognitive

4. DISCUSSION

Notre objectif était, à l'origine de ce travail, de mettre en évidence le coût attentionnel lors d'une chute. La question correspondait au fait de savoir si la charge cognitive était susceptible d'influencer ou non la chute, et si oui, à quel moment précisément. Nous avons émis l'hypothèse que le coût attentionnel lié à la réponse posturale augmentait au fur et à mesure du temps lors d'une chute. Pour cela, nous nous sommes saisis du paradigme de la double-tâche. Bien qu'il n'y ait pas de corrélation linéaire significative entre les performances de la tâche posturale et cognitive, nos résultats montrent à la fois un effet de la condition de double-tâche sur la performance cognitive et sur la posture.

4.1. Effet sur la posture

En premier abord, si l'on se centre uniquement sur l'évaluation subjective de la chute, les performances posturales ne semblent pas affectées par la condition de double tâche i.e. quand une tâche cognitive concurrente est à réaliser, il y a une stabilité de la performance posturale, en condition de simple ou double tâche. Cependant, si l'on étudie plus précisément les réponses posturales, nous remarquons plusieurs changements :

Au-niveau des caractéristiques de pas (latence, hauteur, durée),

Un effet condition est apparu pour la simple tâche (STP), la DT facile et difficile, quand bien même la perturbation n'a pas été modifiée. En DT, ces variables sont toutes inférieures, que cela concerne un niveau de charge faible ou fort. Ainsi, la latence en DT est plus faible et c'est encore plus marqué en condition difficile (charge cognitive haute). Cela peut soit illustrer une stratégie « conservatrice », au

sens où l'équilibre postural est privilégié ; ou bien résulter de la détection de la cible : une fois détectée, toute l'attention peut être ramenée vers la tâche posturale (cf. start react). Cependant, l'augmentation des latences selon la phase, jusqu'à atteindre une moyenne maximale en N (pas de cible) pourrait signifier que le sujet délaie la réponse posturale jusqu'à ce que la tâche cognitive soit complétée.

La hauteur du pas est inférieure en DT, sauf en T0, ce qui est intéressant car ces conditions sont précisément proches de la STP. Nous avons observé une réduction drastique de la hauteur en condition de DT, particulièrement marqué en T1 et T2 dans la condition difficile. Une hauteur aussi minimale est généralement associée à un souci d'économie ; mais on peut aussi l'attribuer à une volonté de prendre le moins de risques possible. En contrepartie, survient en outre un autre problème, lié à une longueur de pas probablement insuffisante pour assurer le rattrapage en un seul pas. Cette conséquence conduit à suggérer que le sujet privilégie la rapidité d'une première réponse posturale compensatoire, qui n'est pas forcément paramétrée correctement (Maki *et coll.*) et apporte dans un second temps les ajustement posturaux secondaires nécessaires.

Enfin, concernant la durée du pas, elle est inférieure en condition difficile par rapport au facile, et a fortiori par rapport à la STP. Il est possible que cela soit dû à la charge cognitive qui, en mobilisant l'attention sur une autre tâche, influence le niveau (au sens de quantité) de ressources disponible au point de ne pas permettre un calibrage optimal du pas. La durée est particulièrement altérée en T2 (en condition difficile), probablement à cause du mécanisme suivant : si l'on fait l'hypothèse que le sujet attend d'avoir répondu à la tâche cognitive avant de déclencher son pas, le temps disponible pour faire un pas de rattrapage s'est raccourci, la latence est retardée et pour « rattraper » le temps perdu (et accessoirement le mouvement du CM par la modification de la BS), le sujet compense en diminuant la durée du pas.

Ces résultats suggèrent que le sujet a donné la priorité à la chute, malgré les instructions inverses. Cela confirme des résultats précédents en situation de double-tâche sur la marche: des jeunes adultes privilégiaient la stabilité lors de la réalisation d'une tâche cognitive concurrente (Bloem *et coll.* 2001 ; Gerin-Lajoie *et coll.* 2005 ; Schort *et coll.* 2004). Un tel protocole mené avec des personnes âgées ou des patients ayant une pathologie (comme Parkinson) devrait donner des résultats différents, car ils adopteraient une stratégie "posture en 2ème" inappropriée (Yogev *et coll.* 2005 ; Chapman *et Hollands*, 2007). De plus, Bloem *et coll.* (2001) ont suggéré que les patients atteints de Parkinson sont dans l'incapacité de juger correctement le risque de leurs propres actions, ce qui pourrait conduire à une diminution de performance posturale en condition de double-tâche.

Au-niveau musculaire

L'effet de la DT varie selon le rôle (agoniste ou antagoniste) des muscles considérés. Par exemple, le TA, est agoniste en stratégie support fixe précédant l'initiation du pas. En condition difficile, les latences des TA/SOL sont raccourcies en T3 et N, présence cible dans un intervalle de temps où il était censé se contracter; Par contre leur activité est délayée en facile au niveau de la jambe d'appui. La latence RF est supérieure à la référence en swing de T0 à T2 ; par contre les effets inverses, encore en T3 *et* N, sont observés selon le niveau de charge. Le SCM, plus long à s'activer en T2+N pourrait témoigner d'une fixation de la tête en condition facile T3/N. Enfin, les deltoïdes s'activent

significativement plus tôt et pour les 2 niveaux de difficulté, ce qui est moins évident pour les autres muscles. Cette absence de modification de l'activité musculaire (au niveau temporel) témoigne d'une difficulté à altérer les réponses posturales automatiques ou d'une prioritarisation de la tâche de type « posture en premier » : une réponse urgente, de défense immédiate, permet de se donner du temps.

4.2. Effet sur la performance cognitive

Les performances cognitives sont également influencées par la présence d'une autre tâche, posturale en occurrence, avec une importante différence entre T1 et T2.

Effet de la charge cognitive

Tout d'abord, nous avons noté que les performances à la tâche cognitive sont meilleures lors d'une tâche cognitive « facile » par rapport à la condition difficile. Cela était recherché, car dans le premier cas, l'orientation de l'attention se fait selon un mode de traitement automatique (cf. phénomène de “*pop out*”, Treisman et Gelade, 1980) tandis que la condition difficile par nature, nécessite une tâche de recherche visuelle sérielle (passage en revue de tous les carrés) et repose donc sur un mode de traitement volontaire, focal. A noter que les performances sont même identiques entre la situation de simple tâche et le niveau facile avec un stimulus présenté en phase T2. Par-contre, il y a une augmentation paradoxale de la performance en niveau difficile entre la condition contrôle et la condition de double-tâche. Il est possible que la situation de simple tâche cognitive n'ait pas été suffisamment longue pour atteindre un niveau de performance correct attestant de la maîtrise la tâche. La meilleure performance observée en condition de double-tâche illustrerait dans ce cas des progrès liés à l'apprentissage de la tâche. Des aménagements de la tâche cognitive sont donc à envisager dans de futures expériences (délai, intervalle de temps entre les stimuli, durée de présentation des stimuli, etc.). L'interférence visuelle est notamment à prendre en compte dans la conception du protocole et l'interprétation des résultats car l'expérience suggère une tendance à avoir besoin de regarder là où on tombe. Une limite expérimentale pourrait donc être de contraindre le sujet à regarder ailleurs.

Effet de la phase

Que cela concerne le niveau facile ou difficile, la performance à la tâche cognitive est meilleure en phase tardive. Les résultats à la tâche cognitive sous la condition de double tâche montrent que la tâche posturale est donc plus exigeante pendant la première phase que la seconde, ce qui va à l'encontre de l'hypothèse que nous avons formulé. En effet, il est établi que la phase précoce des réponses posturales est automatique, car elles nécessitent d'être rapides. Les entrées sensorielles périphériques provoquent la libération de synergies préprogrammées et stockées au niveau du tronc cérébral tandis que les phases tardives sont moins automatiques et peuvent être modifiées pour accomplir un but précis, en impliquant des circuits corticaux (Horak). Cependant, ces résultats peuvent néanmoins s'expliquer par le fait que les processus attentionnels et l'intégration sensorielle sont liés. En effet, Redfern (2001) montre chez des personnes âgées que l'attention influence l'intégration sensorielle pour le contrôle postural. La performance en condition difficile étant affectée en T1, puis s'améliorant au fil du temps suggère que les processus attentifs associés à l'intégration sensorielle sont prépondérants en phase précoce, puis une fois la réponse déclenchée, ils se redirigent vers la tâche cognitive.

Le rôle spécifique joué par l'attention dans le processus sous-jacent au contrôle postural reste à ce jour inconnu, même si certains chercheurs ont émis l'hypothèse qu'elle était impliquée lors de la prise d'information et l'intégration multisensorielle. Tout d'abord, nous avons décrit en quoi le contrôle postural est un processus perceptivo-moteur, qui inclut 1- la sensation de la position et du mouvement à partir des systèmes visuels, somatosensoriels et vestibulaires; 2- le traitement et l'intégration de ces informations sensorielles, pour déterminer l'orientation et le mouvement ; 3- la sélection de réponses motrices pour maintenir ou rétablir l'équilibre (Schmidt, 1975). L'attention quant à elle, permet de reconnaître une mise en danger, une situation menaçante; elle ouvre le passage pour traiter – sélectionner – intégrer des entrées sensorielles conduisant ensuite à une prise de décision et une réponse motrice. Lors d'un déséquilibre créé par une perturbation, les capteurs sensoriels informent des divergences avec l'état stable « normal ». Parmi les informations afférentes, tout n'est pas « conscientisé et intégré à un plus haut niveau. Il y a une sélection de l'information, même si ce mécanisme reste à élucider (pertinence de l'information ? variation par rapport au contexte ? à la préférence sensorielle ? ...). Si chaque système sensoriel a une gamme de fréquence optimale, il y a néanmoins de la redondance parmi les signaux sensoriels (Diener, 88) qui permet de fournir une confirmation multisensorielle congruente de la position *et* des mouvements du corps. Parfois, il arrive qu'il y ait un conflit parmi les entrées sensorielles, conflit qui nécessite d'être résolu. L'attention serait impliquée dans la résolution de ce conflit sensoriel (remarque : sans conflit sensoriel, pas besoin d'attention ?). Nous pouvons émettre l'hypothèse que les informations liées au déséquilibre en-cours sont traitées de manière prioritaire par-rapport aux informations visuelles diffusées dans la tâche de RSVP. Autrement dit, dans une tâche posturale modérément intense, nécessitant la mise en place de réponses posturales complexes, l'attention est peut-être entièrement dédiée à la gestion de la situation et à la sélection et la mise en œuvre de stratégies de rééquilibration suite à la perception du déséquilibre. En suivant le postulat du canal unique de traitement de l'information ("*bottleneck*"), le sujet est donc initialement en incapacité de répondre à la tâche cognitive, ce qui pourrait expliquer la différence entre les phases T1 et T2.

Effet du sujet

Enfin et surtout, les résultats montrent des écart-type importants d'un sujet à l'autre, ce qui traduit une forte variabilité interindividuelle : les sujets sont inégaux en termes de réussite à la tâche cognitive. Une amélioration possible consisterait à adapter le niveau de difficulté de la tâche cognitive ou permettre un temps d'entraînement suffisant, individualisé selon l'évolution des performances observée. Par exemple, la détermination du *RSVP' rate* permettant d'accéder à un taux de réussite de 80% dans la tâche cognitive en condition simple nécessite de prendre en compte la psychologie différentielle. A noter que d'autres facteurs non-contrôlés dans cette étude peuvent expliquer ces différences. Les résultats d'une situation de double tâche peuvent aussi dépendre des informations sensorielles disponibles, de la nature et la complexité de la tâche posturale, de l'âge des sujets, de leur niveau d'habileté, du mode et du focus attentionnel (volontaire? automatique?) sur le contrôle postural (Boisgontier *et coll.* 2011). Il est par-exemple difficile de distinguer si la baisse de performance provient d'une capacité attentionnelle plus faible ou d'un coût attentionnel plus important.

5. CONCLUSION, LIMITES ET PERSPECTIVES

Dans la vie de tous les jours, beaucoup de tâches posturales sont réalisées simultanément à une tâche cognitive (marcher en écoutant de la musique,...). Ce sont des situations qui exigent de diviser ses ressources attentionnelles de façon à pouvoir réaliser correctement les deux tâches entreprises (voire davantage). Ce type de situation affecte-t-il le niveau de performance de l'une ou l'autre des tâches ? Une façon de le savoir était de s'emparer du paradigme de double tâche. Ce paradigme de la double-tâche reproduit expérimentalement ce scénario et permet d'évaluer la distribution, ou l'allocation des ressources attentionnelles à l'une ou l'autre des tâches effectuées simultanément. Dans notre cas, nous souhaitons savoir si la réponse posturale à une perturbation de l'équilibre nécessite l'implication du cortex cérébral, et si oui, s'il existe une période particulièrement exigeante en ressources cognitives.

Les études que nous avons pu présenter dans notre revue de littérature mettent en exergue la difficulté d'évaluer avec précision l'instant d'une réorientation attentionnelle d'une tâche à l'autre, si elle a lieu. Les nombreux protocoles proposés ne permettent pas, pour la plupart, ce suivi de la « dynamique attentionnelle ». Certaines ont néanmoins révélé des fenêtres temporelles critiques d'interférence, qui ont guidé le choix des SOA utilisées dans notre expérience. Cette dynamique attentionnelle sur une échelle temporelle est d'autant plus difficile à évaluer que la situation est extrêmement courte (comme la chute). De plus, nous avons évoqué les facteurs d'influence sur le degré d'interférence subséquent entre 2 tâches ; la nature et la difficulté de la tâche cognitive notamment, ainsi que la nature de la réponse sont à choisir avec précaution (cf. modalité de réponse et interférence structurelle,..). A nos yeux, la tâche de RSVP permet de répondre en partie à ces difficultés et pour la première fois à notre connaissance, elle sera associée à une tâche posturale. Cette tâche consiste à détecter une cible parmi différents distracteurs qui se succèdent. Nous avons fait varier à la fois la charge cognitive (en manipulant la difficulté de la tâche de RSVP) et l'instant de présentation de la cible par rapport au début de la perturbation (appliquée par translation de plateforme) pour en évaluer l'influence sur le processus de chute/rattrapage de jeunes adultes. Par-contre, au niveau de la tâche posturale, une seule direction et une seule vitesse (choisie de telle sorte qu'un pas était nécessaire pour pouvoir se rattraper) permettait implicitement une réduction de la variété attendue au niveau des réponses posturales. Nous savons en effet que plus la réponse posturale se complexifie, plus la demande attentionnelle augmente (exemple: réponse à support fixe vs. réponse à changement de support).

Les résultats observés renvoient à une exigence attentionnelle de la tâche posturale particulièrement marquée en phase précoce, ce qui est en concordance avec quelques résultats de la littérature, mais en contradiction avec beaucoup d'autres. Pendant cette phase qualifiée de passive suite au chapitre 1 et 2, la tête reste stable dans l'espace tandis que le reste du corps bouge sous l'influence de l'impulsion imposée au niveau des pieds. Comme la discussion nous a permis de l'exposer, il est possible que les processus attentionnels soient à associer à l'intégration sensorielle en cours suite au déséquilibre. Pour résumer les principaux résultats obtenus, la condition de double tâche (DT) influence à la fois la réponse cognitive et la réponse posturale. Au-niveau postural, globalement, elle la précipite, la contraint dans le temps, l'abrège et la rétrécit (perte d'amplitude,...). Mais, sous certains aspects, DT permet une amélioration de la RP (ici, stratégie à CS) (réponse plus précoce ; durée plus importante,...) comme s'il y avait un effet de défocalisation favorable au contrôle postural. Une interférence difficile à interpréter ;

l'étude nécessitera à l'avenir l'analyse des amplitudes EMG au niveau des « sorties » posturales, pour disposer de plusieurs éléments de compréhension des mécanismes sous jacents.

Les situations de double tâche favorisent l'apparition d'une chute, notamment car la capacité d'éviter un obstacle est altérée (Hegeman *et coll.* 2012). Lorsque l'attention est divisée, le risque de trébucher augmente. Nous nous attendions par conséquent à ce que la réponse posturale soit altérée par le contexte de double tâche. Nous avons observé, au niveau du pas notamment, une diminution de la latence, de la durée et de la hauteur ; et au niveau musculaire, une latence plus précoce d'activation des bras. Ces effets étaient particulièrement marqués en phase T1/T2 (phase passive) et en condition difficile. D'autres auteurs trouvent une interférence en phase précoce. Lorsque le stimulus est délivré en même temps que la perturbation ou 100 ms après, le temps de réaction augmente (Redfern, 2002). Muller (2004) trouve également une interférence entre l'exigence de la tâche posturale et le TR dans les 50 premières millisecondes seulement. Il note que cette interférence est de courte durée entre les demandes exigées par 2 tâches relativement simples; et suggère une mise en concurrence au niveau central (dans la sélection de la réponse ?). Nous savons pourtant que la réalisation d'un pas est particulièrement demandeuse en ressources attentionnelles (Brown *et coll.* 1999, Brauer 2002). En comparaison à la condition de STP, il est donc surprenant qu'il soit déclenché plus tôt ; cela illustre selon nous une stratégie de type "Posture First".

Les données relatives à l'effet de *StarReact* peuvent permettre une autre interprétation. Cet effet a été reporté dans de nombreux mouvements complexes (interception Tresilian 2006; rotation de la tête Nijhuis 2007; réalisation d'un pas MacKinnon 2007,...). Les mécanismes sous jacents sont les suivants: l'augmentation de l'énergie de l'input sensoriel accélère le couplage sensorimoteur et tous les processus synaptiques requis pour l'exécution de la tâche (cf. phénomène de facilitation intersensorielle qui raccourcit de 50 ms la réponse). Une autre possibilité implique l'activation d'un set de structures neuronales requises pour l'exécution de la tâche à un niveau sous cortical, « délivrées » par le stimulus de « startle », qui "bypassent" les processus d'intégration sensorimoteurs corticaux (Valls-Solé *et coll.* 1999 ; Sanegre *et coll.* 2004 ; Carlsen *et coll.* 2004). Le programme moteur doit être codé dans les structures motrices sous-corticales et prêt à être lancé par le stimulus. Ainsi, le tract réticulospinal activé par un stimulus jouerait un rôle dans l'exécution du mouvement balistique volontaire observé.

Enfin, nous pouvons évoquer des effets d'interférence plus difficiles à interpréter: par-exemple, en contraste de ces études, une performance améliorée au niveau de l'équilibre a été observée pendant une tâche concurrente de "number recall" chez des jeunes adultes qui avaient appris à tenir sur une plateforme bougeant librement dans le plan frontal (Orrell *et coll.* 2006). A l'inverse, dans une autre étude, Vuillerme *et Nafati* (2007) ont montré que focaliser son attention sur sa posture dégradait la stabilité. Le contrôle volontaire de nos activités posturales ou nos mouvements est assez peu fréquent (nous sommes habitués à parler, observer, etc. en restant debout, notre attention n'est pas particulièrement orientée sur notre posture), et s'y essayer conduit à la production d'un geste maladroit (McNevin *et coll.* 2003). Cependant, les raisons pour lesquelles la sur-utilisation des ressources attentionnelles pour le contrôle vient perturber un système qui fonctionne « en autonomie » i.e sous « pilote automatique » restent obscures.

Il faut souligner la faisabilité de ce paradigme de double-tâche qui réunit plusieurs avantages, en particulier une étude de la dynamique attentionnelle (dans le temps) et au niveau méthodologique, une synchronisation des appareils de mesure, du dispositif de perturbation et des lunettes permettant la diffusion des stimuli. Une des principales difficultés à relever était en effet inhérente à l'association d'une tâche cognitive à une tâche de rattrapage de l'équilibre d'une très courte durée (<650 ms).

Cette étude constitue donc une étude préliminaire pour une étude plus importante. Dans ce cadre, nous avons identifié quelques axes d'amélioration afin de poursuivre les recherches. Tout d'abord, la prise en compte de la variabilité interindividuelle en utilisant la psychologie différentielle est un premier axe d'amélioration du protocole. Ainsi, les résultats à la tâche cognitive seule seront plus uniformes, et l'interprétation des changements observés en condition de double-tâche moins délicats. Il conviendrait aussi de prévoir avant l'expérience en tant que telle, une session d'entraînement spécifique à la tâche cognitive. Cela n'a pas été fait dans cette étude du fait de la durée de la session expérimentale déjà importante ; un entraînement préalable aurait été coûteux en temps et en énergie aurait eu pour conséquences de limiter le nombre de conditions qui pouvait être testé. De plus il ne faut pas perdre de vue qu'un grand nombre de répétitions engendre des changements adaptatifs dans la réponse qui peuvent être confondants avec les résultats (Horak 1995 ; McIlroy *et* Maki 1995).

Par-ailleurs, il serait intéressant de modifier la modalité sensorielle de la stimulation au niveau de la tâche cognitive. En effet, lors d'une perturbation inattendue par translation de surface, il est possible qu'une réaction de surprise (voire de startle) engendre un clignement de yeux provoquant une incapacité à détecter la cible dans la tâche de RSVP. Par-contre, ce problème serait résolu en utilisant des stimuli auditifs. D'autre part, il serait intéressant de traiter et intégrer des stimuli (visuels par exemple) "pertinents" par rapport à la tâche (obstacles, support, rampe,...), ou, dans le même ordre d'idées, édifier un environnement expérimental réaliste, dans lequel le sujet pourrait simuler une activité typique de la vie quotidienne (ouvrir une porte, repérer un téléphone qui sonne, passer un appel,...).

Comme pour nos autres études, il serait intéressant de convier des personnes âgées à participer à ce type d'études. En effet, la priorité assignée à chacune des tâches serait probablement différente ; et on sait aussi que l'attention requise pour le contrôle postural serait plus élevée. L'attention deviendrait en effet de plus en plus indispensable lorsque certaines atteintes nuisent au contrôle de l'équilibre et l'attention permet de compenser l'exposition plus élevée au risque de tomber. En contrepartie, le déficit attentionnel est un des effets susceptibles d'apparaître avec le vieillissement ; et notamment la limitation des processus inhibiteurs. Enfin, si le paradigme de la double-tâche permet de répondre en partie à la question globale de connaître l'implication corticale dans le contrôle postural, les mécanismes neuronaux sous-tendant l'interférence restent obscurs. Il serait intéressant de combiner des paradigmes comportementaux caractérisant les demandes cognitives (DT, mesures du "gaze") avec des méthodes électrophysiologiques caractérisant l'implication corticale (potentiels évoqués, TMS,...) ou des enregistrements nystagmographiques. Le contrôle des mouvements oculaires est particulièrement important ici car un échec à la tâche cognitive peut être dû au fait de regarder ailleurs au début de la présentation des stimuli. Par-exemple, les loci et structures corticales impliquées dans le contrôle postural pourraient ainsi être localisés (ex. EEG, rTMS).

Conclusion Générale

Une fois debout, il s'agit de le rester... Le maintien de l'équilibre orthostatique est une activité primordiale pour l'autonomie d'une personne. Pour réguler la stabilisation de la posture, quatre mécanismes de contrôle interagissent (1) les rétroactions instantanées dues aux propriétés mécaniques des muscles et des articulations, qui sont modulées par le niveau spinal, (2) les activation musculaires en rétroaction par la détection grâce aux capteurs périphériques des oscillations du corps voire d'un état de déséquilibre (3) l'activation anticipatoire des muscles, ajustée sur un modèle interne, et (4) l'intervention cognitive des centres supérieurs. Plus généralement, le système nerveux s'ajuste et s'adapte en permanence aux contraintes qui s'imposent à lui. Ces contraintes⁷ peuvent être d'origine interne (altération fonctionnelle d'une composante sensorielle, centrale ou motrice du système) ou externe (facteur en dehors de son contrôle, comme dans le paradigme de double-tâche). Sous cette emprise, le système nerveux module des ajustements posturaux, compensateurs ou anticipateurs, selon le référentiel privilégié, le mode perceptif, l'expérience antérieure, ... afin de produire une action équilibrée, coordonnée, et peut-être esthétique.

Le contexte redoutable d'une situation de chute est d'une complexité telle qu'aujourd'hui, les recherches sont nombreuses pour mieux comprendre le contrôle postural. Cependant, il reste encore à valider les moyens efficaces de prévention et de détection des sujets à risque, ce qui a été rappelé par l'OMS récemment : « les stratégies de prévention doivent (...) accorder un degré de priorité élevé aux travaux de recherche sur les chutes et en mettant en place des mesures efficaces pour réduire les risques ; étudier de manière plus approfondie les facteurs de risque variables et mettre en oeuvre une prévention efficace » (A-M n°344 « Les Chutes » de l'OMS, oct. 2012). Ce travail doctoral contribue à la compréhension du phénomène de la chute, qui touche un tiers de nos aînés au moins une fois par an et nuit à leur qualité de vie par la fragilisation et la spirale de la dépendance qu'elle fait émerger.

Dans un premier temps, une analyse globale de la réponse posturale déclenchée suite à une translation de plateforme lente ou rapide nous a conduit à proposer une chronologie de la chute. A l'aide de critères associés à la cinématique du corps, nous avons distingué trois phases temporelles au cours des 500 premières millisecondes de la chute suivant une perturbation : une phase passive (inertielle) qui peut être scindée en deux et une phase active, au-cours de laquelle des actions compensatrices sont mises en jeu. Malgré une forte hétérogénéité de réponses, nous avons identifié des scénarios susceptibles de provoquer une chute. Les indicateurs neurophysiologiques et biomécaniques à valeur prédictive de chute que nous avons mis en évidence sont liés notamment au calibrage du pas, aux activités musculaires, à la stabilisation de la tête, et à la contribution des bras. Enfin, le contraste entre la variété des réponses obtenues et la forte reproductibilité intra-individuelle observée au niveau de la cinématique articulaire a été souligné. Ce résultat montre à quel point les propriétés biomécaniques du corps et les réponses neuromusculaires commandées par le système nerveux sont intriquées voire indissociables.

Dans un second temps, la construction d'un modèle multi-articulaire, mécanique et personnalisé a permis de comparer les données issues de la simulation de ce modèle et les données expérimentales

⁷ « pression physique ou morale qui limite les capacités d'un système à remplir sa tâche première »

dans les premiers instants suivant une perturbation. Les résultats ont confirmé la présence de la phase inertielle observée à l'aide de cette modélisation. Les activités musculaires de longue latence et « volontaires » sont celles qui sont à même d'influencer la trajectoire en cours du corps.

Dans un troisième temps, suite au constat selon lequel le système semble devoir subir les contraintes imposées au corps pendant une durée non négligeable au regard du temps disponible avant l'impact au sol, nous nous sommes saisis du paradigme de double-tâche pour approfondir notre compréhension de la chute, du point de vue de l'allocation des ressources cognitives. Nous avons constaté un impact d'une double tâche sur les performances cognitives et posturales (par-rapport aux conditions de simple tâche). Ce premier constat soulève d'entrée de jeu la problématique de l'empan psychologique de cette recherche : l'accessibilité des processus mentaux (« boîte noire ») impliqués rend leur évaluation et leur contrôle expérimental difficile (Vidal *et* Droulez, 2003). Néanmoins, nous avons montré que la performance à la tâche cognitive était altérée dans les 80 premières millisecondes, ce qui peut laisser penser à une allocation des ressources attentionnelles au contrôle postural et moteur en phase précoce de réponse. La performance de la tâche posturale était aussi altérée du point de vue des caractéristiques du pas dans cette même phase ; par contre, les activités musculaires enregistrées restaient inchangées entre les conditions de simple et double tâche (facile ou difficile), faisant croire à l'impossibilité de modifier les réponses posturales automatiques déclenchées lors d'une perturbation externe.

Valorisation et retombées scientifiques

L'intérêt de ce travail de thèse est de contribuer à la compréhension des mécanismes complexes sous-jacents au contrôle postural, en particulier en situation d'équilibre très précaire. Un type de valorisation envisagé à court terme est ensuite d'être force de proposition pour définir de nouveaux tests cliniques d'évaluation de l'équilibre, qui ne soient plus seulement comportementaux mais quantitatifs, de façon à apporter des valeurs prédictives de la (in)stabilité du sujet, afin de détecter des sujets potentiellement à risques (« chuteurs »). Cela est rendu possible grâce au travail de description minutieuse des mécanismes en jeu pendant les 500 premières millisecondes d'une chute, et l'identification de ce qui signe le succès d'une stratégie de réponse motrice adéquate et les coordinations articulaires aptes à garantir un rattrapage, afin de l'enseigner aux sujets à risque. En particulier, des interventions concernant la (ré-)acquisition des automatismes, la calibration du premier pas, le comportement adaptatif et non stéréotypé voire l'apprentissage d'une capacité d'inhibition de réflexes nuisibles ou en tout cas non fonctionnels,.. Les retombées de ce projet concernent donc des collaborations avec le monde médical, puisqu'il est prévu de se questionner sur la valeur de ce stimulateur de chute en tant que dispositif de recherche mais aussi potentiellement, instrument d'évaluation, de détection et/ou de rééducation. Dans un futur proche, ce projet devrait donc intéresser la recherche clinique (l'ORL, la neurologie, la rhumatologie,) et nos travaux de recherche, ainsi mis au service des personnes fragilisées.

La conduite de ces études sur un groupe de sujets jeunes et sains présente des avantages et des inconvénients. La constitution d'un tel groupe d'étude permettait de réduire l'hétérogénéité et évacuer le problème lié à la co-morbidité souvent présent chez les personnes âgées. De plus, la mise en place d'un protocole expérimental dans des conditions sécurisées était aisée et les risques limités. Par-contre, il peut être objecté que les indicateurs identifiés sont à faible valeur prédictive pour détecter un risque de chute sur une population âgée. En effet, de nombreux autres facteurs interviennent, avec des déficiences dues à l'âge susceptibles de modifier le contrôle postural, depuis la préparation et la sélection de la réponse (notion de prioritarisation) jusqu'à son exécution. Cependant, la jeune

population porte théoriquement en elle "la meilleure capacité possible" de réponse car elle se situe dans la tranche d'âge la moins à risque de chute au regard de son âge. L'étude permet donc d'établir une méthodologie, et surtout, par les résultats obtenus, de fournir une base de données de référence à partir de laquelle des populations à risque vont pouvoir être étudiées (effet de l'âge, de la pathologie,). A cet égard, ce travail doctoral présente donc aussi l'avantage de cibler les études futures en termes de recueil et d'analyse de données.

Les pistes de dialogue futur avec les cliniciens concernent la prévention et la réhabilitation des chutes. Concernant la prévention, il serait intéressant de croiser les résultats issus d'une étude de détection de sujets à risque menée de façon expérimentale comme ici, ou par des tests classiques: la capacité à détecter une chute (future) est-elle confirmée par les échelles cliniques ? Concernant le versant rééducation, nous espérons, en introduction de ce doctorat, être en mesure d'émettre des recommandations pour prévenir la chute des personnes âgées et mieux rééduquer celles qui ont chuté. Les résultats de la première étude ont montré l'importance du pas de rattrapage bien paramétré pour faire face à une perturbation rapide. Un apprentissage du calibrage d'un pas déclenché par une perturbation externe pourrait donc être intéressant à tester à l'aide de *'feedbacks'*. La capacité à résister à une perturbation médiolatérale sans modifier sa base de support (stratégie à support fixe) est aussi associée à un rattrapage réussi en condition lente, et l'entraînement au maintien de la posture debout malgré une déstabilisation imposée serait intéressant à tester. Malgré la variabilité des réactions observées, d'autres réponses "correctes" ont pu être identifiées. Par-exemple, l'inhibition d'un mouvement "réflexe" des bras pour une utilisation plus appropriée des membres supérieures semble aussi favoriser le rattrapage. Enfin, l'instant auquel il pourrait s'avérer utile de passer d'une stratégie motrice émanant de l'intention de "tenter de se rattraper" à une stratégie consistant à "minimiser le risque de blessure du au choc" serait intéressant à déterminer, pour entraîner aussi les individus à chuter.

Principales limites

Chaque étude peut faire l'objet de nouvelles investigations, se situant en rupture ou en continuité des travaux réalisés, et qui prennent en compte les axes d'amélioration proposés, au niveau du protocole, des analyses ou des questions de recherche. De manière générale, au regard de la quantité et de la complexité des données recueillies, il pourra s'avérer intéressant d'aboutir à une hiérarchisation des variables calculées. Dans ce sens, nous avons débuté un travail d'analyses statistiques approfondies avec le soutien de Quinten France Intelligence Analysis (société de conseil spécialisée dans la valorisation des données biomédicales). Les premiers résultats obtenus sont présentés en *Annexe 19*.

La poursuite de travaux futurs visant à généraliser nos résultats nous paraît attractive. Cela se traduirait, « en interne », par l'investigation de nouvelles perturbations, en termes de directions (diagonale ?), de profils d'accélération ou de secousse. En « externe », il s'agirait de transférer notre question de recherche en milieu « réel » (exemple : maison de retraite) et vérifier en quoi les indicateurs obtenus dans un cadre expérimental, semblant prédire une chute, sont identiques ou non.

Par-ailleurs, l'étude sur l'Homme ne peut être menée sans qu'il persiste une part d'incertitudes : par-exemple, ce que perçoit l'individu (sensibilité, qualité de traitement des capteurs sensoriels) est propre à

chacun, et dépend de la valeur accordée à une situation, l'interprétation que l'on s'en fait, l'humeur ou l'état mental du moment (Rymill *et coll.* 2005). Les réponses observées contiennent, et révèlent en partie l'influence de ces caractéristiques internes au sujet sur la prise de décision et la mise en œuvre d'une stratégie singulière, des connaissances que nous apportent les théories neuroéconomiques sur l'action (rapport coût/bénéfice, prise de risque, devinette/pari, etc.) à la perception et la connaissance de soi, et la sur-/sous estimation de ses capacités individuelles,... Par-exemple, dans notre première étude, bien que nos sujets n'avaient pas d'instructions spécifiques sur le comportement à adopter, ils pouvaient avoir des intentions propres telles que "ne pas faire de pas, marcher dès que possible, se laisser tomber dans le harnais à une faible d'intensité (car il n'y avait pas de pénalité pour la chute), ...". Ces intentions ont pu prédisposer à une chute et affecter les résultats. « Si le cerveau questionne le monde en fonction de ses visées intentionnelles, nous pouvons supposer qu'à chaque type d'intention correspond une nouvelle configuration de sensations et activités attentionnelles différentes » (Berthoz, 2005). A ce titre, la confrontation de plusieurs méthodes (biomécanique, psychologie expérimentale, imagerie fonctionnelle, modélisation, neurophysiologie, etc.) et des résultats obtenus par chacune d'entre elle pour une seule et même expérimentation démontre un fort potentiel.

Perspectives & pistes à investir

Cet axe de recherche portant sur la chute présente de nombreuses perspectives possible, même si ce champ a déjà beaucoup été investi. L'étude de ce fléau qui touche les personnes âgées présente un double intérêt, fondamental et clinique.

Tout d'abord, le même travail pourrait être répété avec les améliorations méthodologiques soulevées pour approfondir la compréhension de la chute. Ensuite, sur la même étude, une comparaison entre deux groupes serait intéressante, pour étudier l'effet de l'âge (jeunes, « jeunes seniors » ou seniors avec ou sans antécédents de chute), du sexe, et de la pathologie (centrale, sensorielle,.) De même, l'effet de la condition physique voire de la spécialité sportive est intéressant à évaluer car nous avons vu qu'elle pouvait, par la mise en jeu de différents processus, conduire à des réponses posturales différentes.

Pour comprendre ce qui se passe dans les premiers instants de la chute, nous avons, dans un cadre calibré, reproduit les conditions pour qu'un scénario de chute ait lieu, et ce de manière répétée. Nous avons également proposé deux études préliminaires, permettant d'identifier les aspects mécaniques impliqués dans la chute d'une part, et la contribution des facteurs cognitifs d'autre part. Au-vu de nos résultats, il sera intéressant d'étendre les analyses en réduisant les éléments de variabilité "accessibles":

- dans la première étude, expérimentale, le protocole peut être revisité par rapport à cet objectif. Nous avons d'ores et déjà évoqué plusieurs axes d'amélioration, et certains concourent, par un certain "cadrage", à minimiser la variabilité: consignes dispensées vis-à-vis de la réponse (restrictives), contrôle du tonus et de la position initiale, normalisation de l'activité musculaire par la mesure des CMV, ...

- dans la deuxième étude, si la modélisation représente une approche intéressante, pour "gommer" les différences inter-individuelles, il serait possible d'aller plus loin par rapport à la personnalisation du modèle notamment, pour mieux caractériser les aspects mécaniques (reconstruction des bras, mobilités du rachis cervical, placement des marqueurs, etc.). Les deux premières études menées parallèlement pourraient laisser envisager la perspective d'un circuit de ré-entrée, avec les données issues des reconstructions 3D pour l'analyse cinématique de l'étude expérimentale.

- dans la troisième étude, portant sur les facteurs cognitifs impliqués pendant la chute, la double-tâche est une méthode intéressante pour estimer les ressources attentionnelles mobilisées, même si elle présente ses limites (procédé intrusif, non prise en compte des changements de stratégie du sujet,). Une approche de type "psychologie différentielle" sera intéressante à utiliser pour standardiser et homogénéiser le niveau de performance cognitive en condition simple tâche.

Par-ailleurs, comme évoqué précédemment, une perspective concerne l'application de ces recherches au domaine médical, en faisant de la plateforme mobile un outil de recherche clinique ciblé sur les patients à risques. Ainsi, ce travail pourrait par-exemple être orienté vers des applications épidémiologiques et cliniques (sujet chuteur, tests d'identification des sujets à risques, rééducation préventive ; effet de l'entraînement,...). Les applications concernent aussi la possibilité d'alimenter des recherches appliquées à la sécurité routière ou encore apporter notre contribution à des projets menés dans le milieu sportif (rugby, judo, danse,). L'étude de la chute prend en effet tout son sens dans ces activités physiques, où la chute est non seulement réelle (allant jusqu'à l'impact), mais aussi, selon les circonstances, volontaire.

En tant que voie d'investigation fondamentale, la suite du travail pourrait également porter sur l'intégration sensorielle par une intervention expérimentale sur les entrées sensorielles disponibles (au niveau visuel, vestibulaire et somato-sensoriel). Par-ailleurs, et dans la continuité de notre troisième étude, nous souhaiterions élargir le spectre à l'interaction « Contrôle de la posture–Cognition –Emotion » et exploiter le champ des sciences cognitives : une compréhension de l'implication du cortex cérébral est possible grâce à une approche pluridisciplinaire et des manipulations menées sur les modèles humains et animaux qui enregistrent directement l'activité cérébrale pendant la réalisation d'une tâche posturale. Les techniques électrophysiologiques et/ou de neuro-imagerie présentent toute leur légitimité pour offrir de nombreuses pistes d'exploration dans ce champ et qui pourraient à terme permettre l'amélioration des interventions médicales et préventives pour les sujets « chuteurs » ou les personnes âgées. Par-ailleurs, les émotions sont inséparables de la chute, en être la cause ou la conséquence, concerner l'individu qui est en train de tomber ou le spectateur éventuel, ... Lorsque le sujet se trouve en situation d'anxiété ou de stress psychologique, les stratégies motrices changent et ces modifications posturales peuvent favoriser la chute (Higuchi *et coll.* 2002). L'émotion est un « mécanisme fondamental pour l'anticipation et la prédiction qu'utilise le cerveau projectif pour transférer le monde en un monde de possibles, sélectionner, prédire les conséquences de ses actions, etc. » (Berthoz, 2005). Enfin, dans le dernier chapitre, nous nous sommes aventurés dans les méandres des fonctions cognitives et nous avons abordé le rôle de l'attention. Cependant, ce qu'elle permet exactement reste à ce jour un mystère. Un témoignage récurrent des médecins et kinésithérapeutes que j'ai croisés dans ce voyage doctoral était que les personnes âgées « se laissent tomber », comme si elles n'avaient « pas conscience » de ce qui se passe. En guise d'exploration, une collaboration avec nos équipes de recherche impliquées dans les Sciences Cognitives aux Saints Pères serait à ce titre fructueuse. Sinon, dans la perspective des travaux de Vermersch (1996, 2002), une façon de s'approprier cette question serait d'introduire des entretiens d'explicitation, de conscientisation de leur action, ou d'auto-confrontation des sujets avec leurs actions après les essais afin d'évaluer leur engagement intentionnel, conscient. En outre, ce nouveau point de vue permettrait également d'introduire de nouvelles variables tels que le facteur stress, le poids du but fixé ou des caractéristiques

spécifiques liées au sujet et d'en évaluer les effets. Tout ceci nécessitera bien évidemment des études mettant en relation des domaines aussi divers que ceux de la biomécanique, des sciences cognitives, de la neurophysiologie et de l'informatique. En ce sens, on peut remarquer que la filière dont je suis issue, les Sciences et Techniques des Activités Physiques et Sportives (STAPS), a l'avantage de proposer une approche pluridisciplinaire et de réunir en son sein les sciences de la vie, humaines et sociales.

En guise d'ouverture, nous rappellerons tout d'abord que notre cadre d'analyse repose sur une approche cognitiviste de l'apprentissage et du contrôle moteur. Elle est prescriptive, par analogie au modèle computationnel (Welford, 1968) et postule que la relation individu-environnement est médiée par les structures cognitives : des informations sont prélevées puis stockées sous forme de connaissance, de représentations, et aboutissent à la production d'une commande motrice. La réponse motrice d'un individu relève d'un processus d'exécution et de paramétrisation d'un « programme moteur généralisé » déterminé résultant d'un traitement perceptivo-cognitif sériel de l'information (Schmidt, 1993). Cependant, la diversité des réponses posturales observées par-exemple, témoigne de l'inexistence d'un programme moteur qu'il s'agirait de sélectionner et d'exécuter lors d'une perturbation externe imprévisible (comme la locomotion, s'il est permis d'y apparenter le pas compensateur).

Le problème de la chute aurait pu être considéré par d'autres approches, qui constituent des alternatives à l'approche neuromusculaire : appliquées au contrôle de la motricité, les approches dites émergentes regroupent notamment les approches écologiques et dynamiques. Elles postulent qu'il n'y a pas lieu de dissocier l'individu de l'environnement. La première s'intéresse à l'entrée sensorielle perceptive et sa relation à l'action (notion d'affordances,...). La seconde conçoit l'individu comme un système complexe, auto-organisé et non linéaire, avec une multitude de composantes en interaction. Elle s'intéresse aux coordinations préférentielles adoptées par le système (Newell, 1989). L'auto-organisation correspond au processus par lequel un patron comportemental (action) émerge dans un système à partir des interactions locales qui se produisent entre les composantes (Temprado, 2004) (cf théorie du chaos, notion de variables organisatrices). Ces conceptions font écho aux modèles de la commande et de l'autonomie proposés par Varela (in « Autonomie et connaissances », 1989) suite à ses travaux menés dans une perspective biologique.

L'individu agit lorsque son bien-être est à préserver ou à restaurer. L'action répond en effet à un mobile sensible (besoin, motivation, désir,...). Par-exemple, c'est avant tout la question du sens qui poussera l'enfant à se mettre debout (ou « le pourquoi » d'un contenu proposé). C'est donc à travers cette question ouverte que nous conclurons. L'expression de B. Cyrulnik, « la naissance du sens » a une résonance particulière appliquée à notre objet d'étude : en nous appropriant cette expression, nous souhaitons faire référence à l'idée de conscience sensorielle, et évoquer la notion d'accueil sensoriel et d'ouverture sur l'intérieur et l'extérieur pour éprouver ce que Gaillard appelle « la dilatation corporelle ». Il ne s'agit pas simplement de prendre de l'information, encore moins d'agir dans le déni de ses sens, mais d'amener les sensations à la conscience, c'est à dire : « donner du sens aux sens ».

Bibliographie

- Abernethy, B. *Dual-task methodology and motor skills research: some methodological constraints*. Journal of Human Movement Studies ; 14(3): 101–132, 1988.
- Ackermann, H., Dichgans, J., Guschlbauer, B. *Influence of an acoustic preparatory signal on postural reflexes of the distal leg muscles in humans*. Neuroscience Letters ; 127(2): 242-246, 1991.
- Ackermann, H., Scholz, E., Koehler, W., Dichgans, J. *Influence of posture and voluntary background contraction upon compound muscle action potentials from anterior tibial and soleus muscle following transcranial magnetic stimulation*. Electroencephalography and Clinical Neurophysiology ; 81(1): 71-80, 1991.
- Adkin, A.L., Quant, S., Maki, B.E., McIlroy, W.E. *Cortical responses associated with predictable and unpredictable compensatory balance reactions*. Experimental Brain Research ; 172: 85–93, 2006.
- Adkin, A.L., Frank, J.S., Carpenter, M.G., Peysar, G.W. *Fear of falling modifies anticipatory postural control*. Experimental Brain Research ; 143: 160-170, 2002.
- Adkin, A.L., Frank, J.S., Carpenter, M.G., Peysar, G.W. *Postural control is scaled to level of threat*. Gait and Posture ; 12: 87-93, 2000.
- Aftab E. Patla A.E., Ishac M.G., Winter D.A. *Anticipatory control of center of mass and joint stability during voluntary arm movement from a standing posture: interplay between active and passive control*. Exp Brain Res ; 143: 318–327, 2002.
- Alain, C. et Proteau, L. *Le temps de réaction au choix en fonction du temps accordé pour compléter la réponse*. C.H. Nadeau, W. Halliwell, M Newell. et G.C Roberts. (Eds.), Psychology of Motor Behavior and Sport : 478-485). Champaign, Ill.: Human Kinetics Publishers, 1980.
- Alain, C. *La mesure de l'information: des concepts intuitifs aux concepts quantitatifs*. Mouvement ; 2: 5-14, 1976.
- Albertsen, L.M. et Temprado J.J. () *Haptic supplementation and postural control in the elderly: review and perspectives for assistive technologies*. Science & Motricité 74: 101-117, 2011.
- Alexander, N.B., Mollo, J.M., Gordani, B., Ashton-Miller, J.A. et al. *Maintenance of balance, gait patterns, and obstacle clearance in Alzheimer's disease*. Neurology ; 45: 908–914, 1995.
- Alexandrov, A.V., Frolov, A.A., Horak, F.B., Carlson-Kuhta, P., Park, S. *Feedback equilibrium control during human standing*. Biological Cybernetics ; 93(5): 309-322, 2005.
- Allan, L.M., Ballard C.G., Rowan, E.N., Kenny, R.A. *Incidence and prediction of falls in dementia: a prospective study in older people*. PLoS One ; 4(5): 5521, 2009.
- Allum, J.H., Oude Nijhuis, L.B., Carpenter, M.G. *Differences in coding provided by proprioceptive and vestibular sensory signals may contribute to lateral instability in vestibular loss subjects*. Experimental Brain Research ; 184(3): 391-410, 2008.
- Allum, J.H. et Adkin, A.L. *Improvements in trunk sway observed for stance and gait tasks during recovery from an acute unilateral peripheral vestibular deficit*. Audiology and Neuro-otology ; 8(5): 286-302, 2003.
- Allum, J.H., Carpenter, M.G., Honegger, F. *Directional aspects of balance corrections in man*. IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine ; 22(2): 37-47, 2003.
- Allum, J.H., Zamani, F. Adkin, A.L., Ernst, A. *Differences between trunk sway characteristics on a foam support surface and on the Equitest ankle-sway-referenced support surface*. Gait and Posture ; 16(3):264-270, 2002.
- Allum, J.H.J., Bloem, B.R., Carpenter, M.G.; Honegger, F. *The Differential diagnosis of proprioceptive and vestibular deficits using dynamic support-surface posturography*. Gait and Posture ; 14(3): 217-226, 2001.
- Allum, J.H. et Honegger, F. *Interactions between vestibular and proprioceptive inputs triggering and modulating human balance correcting responses differ across muscles*. Experimental Brain Research; 121(4): 478–494, 1998.
- Allum, J.H., Bloem, B.R., Carpenter, M.G., Hulliger, M., Hadders-Algra, M. *Proprioceptive control of posture: a review of new concepts*. Gait and Posture ; 8(3): 214-242, 1998.
- Allum, J.H., Honegger, F., Acuña, H. *Differential control of leg and trunk muscle activity by vestibulo-spinal and proprioceptive signals during human balance corrections*. Acta Otolaryngology ; 115(2): 124-129, 1995.
- Allum, J.H., Honegger, F., Schicks, H. *The influence of a bilateral peripheral vestibular deficit on postural synergies*. Journal of Vestibular Research ; 4(1): 49-70, 1994.
- Allum, J.H. et Honegger, F. *A postural model of balance-correcting movement strategies*. Journal of Vestibular Research ; 2(4): 323-347, 1992.
- Allum, J.H. et Pfaltz, C.R. *Visual and vestibular contributions to pitch sway stabilization in the ankle muscles of normals and patients with bilateral peripheral vestibular deficits*. Experimental Brain Research ; 58(1): 82-94, 1985.

- Allum, J.H. Mauritz, K.H., Vögele, H. *The mechanical effectiveness of short latency reflexes in human triceps surae muscles revealed by ischaemia and vibration*. Experimental Brain Research ; 48(1): 153-156, 1982.
- Amblard, B. et Cremieux, J. *Role of visual information concerning movement in the maintenance of postural equilibrium in man*. Agressologie ; 17(C): 25-36, 1976.
- Andersen, G.J., Cisneros, J., Atchley, P., Saidpour, A. *Speed, size, and edge-rate information for the detection of collision events*. Journal of Experimental Psychology Human Perception and Performance ; 25(1): 256-269, 1999.
- Angelaki, D.E. et Hess, B.J. *Control of eye orientation: where does the brain's role end and the muscle's begin?* European Journal of Neuroscience ; 19(1): 1-10, 2004.
- Angelaki, D.E. *Eyes on target: what neurons must do for the vestibuloocular reflex during linear motion*. Journal of Neurophysiology ; 92(1): 20-35, 2004.
- Assaiante, C. *Construction des stratégies d'équilibre chez l'enfant* CNRS , 1996.
- Astrand, PO. *Age, physical fitness and health*. Sbornik Lekarsky ; 95(2): 59-63, 1994.
- Azzena, G.B., Tolu, E., Mameli, O. *Responses of vestibular units to visual input*. Archives Italiennes de Biologie ; 116(2): 120-129, 1978.
- Babault, N. Pousson, M. Michaut, A. Van Hoecke, J. *Effect of quadriceps femoris muscle length on neural activation during isometric and concentric contractions*. Journal of Applied Physiology ; 94(3): 983-990, 2003.
- Baddeley, A. *Modularity, mass-action and memory*. Quaterly Journal of Experimental Psychology A ; 38(4): 527-533, 1986.
- Baker, F.M. Weiner, O. Levine, M. Gordon, J. *Utilization of mental health services by the aging*. Journal of the national medical association ; 76(5):455-460, 1984.
- Baloh, R.W., Jacobson, K.M., Socotch, T.M. *The effect of aging on visual-vestibuloocular responses*. Experimental Brain Research ; 95(3): 509-516, 1993.
- Barbieri, G., Gissot, A.S., Pérennou, D. *Ageing of the postural vertical*. Age ; 32(1): 51-60, 2010.
- Bard, P. *Studies on the cerebral cortex I. Localized control of placing and hopping reactions in the cat and their normal management by small cortical remnants*. Archive of Neurology and Psychiatry ; 30(1): 40-74, 1933.
- Baroni, G., Ferrigno, G., Rabuffetti, M., Pedotti, A. Massion, J. *Long-term adaptation of postural control in microgravity*. Experimental Brain Research ; 128(3): 410-416, 1999.
- Basmajian, J.V. *The next clinical revolution--behavioral medicine*. Journal of the American Osteopathic Association ; 85(9):592-594, 1985.
- Bateni, H., Zecevic, A., McIlroy, W.E., Maki, B.E. *Resolving conflicts in task demands during balance recovery: does holding an object inhibit compensatory grasping?* Experimental Brain Research ; 157(1): 49-58, 2004.
- Bawa, P., Chalmers, G.R., Stewart, H., Eisen, A.A. *Responses of ankle extensor and flexor motoneurons to transcranial magnetic stimulation*. Journal of Neurophysiology ; 88(1):124-132, 2002.
- Bazalgette, D., Zattara, M., Bathien, N., Bouisset, S., Rondot, P. *Postural adjustments associated with rapid voluntary arm movements in patients with Parkinson's disease*. Advance in Neurology ; 45:371-374, 1987.
- Beauchet, O. et Berrut, G. *Gait and dual-task: definition, interest, and perspectives in the elderly*. Psychologie et Neuropsychiatrie du Vieillissement ; 4(3):215-225, 2006.
- Belenkii, V.E. Gurfinkel, V.S. Paltsev, E.I. *On elements of control of voluntary movements*. Biofizika ; 12: 135-141, 1967.
- Beloozerova, I.N., Sirota, M.G., Swadlow, H.A., Orlovsky, G.N. et al. *Activity of different classes of neurons of the motor cortex during postural corrections*. Journal of Neuroscience ; 23(21): 7844-7853, 2003.
- Berger, W., Discher, M., Trippel, M., Ibrahim, I.K. et al. *Developmental aspects of stance regulation, compensation and adaptation*. Experimental Brain Research ; 90: 610- 619, 1990.
- Bergland, A. Wyller, T.B. *Risk factors for serious fall related injury in elderly women living at home*. Injury Prevention ; 10(5):308-313, 2004.
- Bergström, B. *Morphology of the vestibular nerve. I. Anatomical studies of the vestibular nerve in man*. Acta Otolaryngol ; 76(2): 162-172, 1973.
- Bergström, B. *Morphology of the vestibular nerve. II. The number of myelinated vestibular nerve fibers in man at various ages*. Acta Otolaryngol ; 76(2): 173-179, 1973.

- Bergström, B. *Morphology of the vestibular nerve. III. Analysis of the calibers of the myelinated vestibular nerve fibers in man at various ages.* Acta Otolaryngol ; 76(5): 331-338, 1973.
- Berme, N. et Cappozzo, A. *Application in rehabilitation, Sports and ergonomics.* Biomechanics of Human Movement ; 186-202, 1990.
- Bernstein, N., Salzgeber, O., Pavlenko, P., Gurvich, N. *Determination of location of the centers of gravity and mass of the links of the living human body* All-Union Institute of Experimental Medicine Moscow, 1931.
- Bernstein, N.A. *The Coordination and Regulation of Movements*, ch. II & IV. Pergamon Press, Oxford, 1967.
- Berthoz A. *Le sens du mouvement.* éd. Odile Jacob, 2008.
- Berthoz, A. et Pozzo, T. *Intermittent head stabilization during postural and locomotory tasks in humans.* In Amblard B, Berthoz A, Clarac F, ed., *Development. Adaptation and modulation of posture and gait.* (Amst.), 189-198, 1988.
- Bhatt, T. et Pai, Y.C. *Generalization of Gait Adaptation for Fall Prevention: From Moveable Platform to Slippery Floor.* Journal of Neurophysiology ; 101(2): 948–957, 2009.
- Bhatt, T. et Pai, Y.C. *Prevention of slip-related backward balance loss: the effect of session intensity and frequency on long-term retention.* Archives of Physical Medicine Rehabilitation ; 90(1): 34-42, 2009.
- Bhatt, T., Wening, J.D., Pai, Y.C. *Adaptive control of gait stability in reducing slip-related backward loss of balance.* Experimental Brain Research ; 170(1): 61–73, 2006.
- Bigland, et B. Lippold, O.C. *Motor unit activity in the voluntary contraction of human muscle.* Journal of Physiology ; 125(2): 322-335, 1954.
- Binda, S.M., Culham, E.G., Brouwer, B. *Balance, muscle strength, and fear of falling in older adults.* Experimental Aging Research ; 29(2): 205-219, 2003.
- Bisdorff, A.R., Bronstein, A.M., Wolsley, C., Gresty, M.A. Davies, A. Young, A. *EMG responses to free fall in elderly subjects and akinetic rigid patients.* J of Neurology Neurosurgery and Psychiatry ; 66(4): 447-455, 1999.
- Bisdorff, A.R., Bronstein, A.M., Gresty, M.A. *Responses in neck and facial muscles to sudden free fall and a startling auditory stimulus.* Electroencephalography and Clinical Neurophysiology ; 93(6): 409-416, 1994.
- Blackburn, J.T., Riemann, B.L., Myers, J.B., Lephart, S.M. *Kinematic analysis of the hip and trunk during bilateral stance on firm, foam, and multiaxial support surfaces.* Clinical Biomechanics ; 18(7): 655-661, 2003.
- Blaszczuk, *Sway ratio a new measure for quantifying postural stability.* Acta Neurobiologiae Experimentalis ; 68(1): 51-57, 2008.
- Ble, A., Volpato, S. Zuliani, G., Guralnik, J.M. et al. *Executive function correlates with walking speed in older persons: the InCHIANTI study.* Journal of the American Geriatrics Society ; 53(3): 410-415, 2005.
- Bloem, B.R., Steijns, J.A., Smits-Engelsman, B.C. *An update on falls.* Current Opinion in Neurology ; 16(1): 15-26, 2003.
- Bloem, B.R., Allum, J.H.J., Carpenter, M.G. Verschuur, J.J.G.M. et al. *Triggering of balance corrections and compensatory strategies in a patient with total leg proprioceptive loss.* Experimental Brain Research ; 142(1): 91–107, 2002.
- Bloem, B.R. Boers, I. Cramer, M. Westendorp, R.G. et al. *Falls in the elderly. I. Identification of risk factors.* Wien Klin Wochenschr. ;113(10):352-362, 2001.
- Bloem BR, Boers I, Stalenhoef PA, Gerschlager W. *Falls in the elderly. II. Strategies for prevention.* Wien Klin Wochenschr. ;113(11-12):398-407, 2001.
- Bloem, B.R. Valkenburg, V.V. Slabbekoorn, M. Willemsen, M.D. *The Multiple Tasks Test: development and normal strategies.* Gait and Posture ; 14(3):191-202, 2001.
- Blouin, J.S., Inglis, J.T., Siegmund, G.P. *Startle responses elicited by whiplash perturbations.* Journal of Physiology ; 573(3): 857–867, 2006.
- Blouin, J.S., Descarreaux, M., Bélanger-Gravel, A., Simoneau, M., Teasdale, N. *Self-initiating a seated perturbation modifies the neck postural responses in humans.* Neuroscience Letters ; 347(1):1-4, 2003.
- Boisgontier M.P., Beets I.A., Duysens J., Nieuwboer A., Krampe RT., Swinnen SP. *Age-related differences in attentional cost associated with postural dual tasks: Increased recruitment of generic cognitive resources in older adults.* Neurosci Biobehav Rev.; 37(8):1824-37, 2013.

- Boisgontier, M., Mignardot, J.B., Nougier, V., Olivier, I. et al. *Le coût attentionnel associé aux fonctions exécutives impliquées dans le contrôle postural*. Sciences et motricité ; 74: 53-64, 2011.
- Bonan, I., Yelnik, A., Laffont, I., Vitte, E. et al. *Selection des afférences sensorielles dans l'équilibration de l'hémiplégique après accident vasculaire cérébral*. Annales de Réadaptation et de Médecine Physique ; 39(3): 157-163, 1996.
- Bonnefoy, A., Pradon, D., Chèze, L. *Les systèmes d'analyse du mouvement: Techniques et principes, protocoles, sources d'erreurs et solutions*. ITBM-RBM News ; 26(6) : 24-32, 2005
- Borelli, G.A. 1680. *De Motu Animalium* ; P. Maquet, Trans. Spinger, Berlin, 1989.
- Bortolami, S.B., Inglis, J.T., Castellani, S. *Influence of galvanic vestibular stimulation on postural recovery during sudden falls*. Experimental Brain Research ; 205(1): 123–129, 2010.
- Bortolami, S.B., DiZio, P., Rabin, E., Lackner, J.R. *Analysis of human postural responses to recoverable falls*. Experimental Brain Research ; 151: 387-404, 2003.
- Bouisset, S., Richardson, J., Zattara, M. *Do anticipatory postural adjustments occurring in different segments of the postural chain follow the same organisational rule for different task movement velocities, independently of the inertial load value?* Experimental Brain Research ; 132(1): 79-86, 2000.
- Bouisset, S. et Do, M.C. *Posture, dynamic stability, and voluntary movement*. Clinical Neurophysiology ; 38: 345-362, 2008.
- Bouisset, S. et Zattara, M. *Biomechanical study of the programming of anticipatory postural adjustments associated with voluntary movement*. Journal of Biomechanics ; 20(8): 735-742, 1987.
- Bouisset, S. et Maton, B. *Quantitative relationship between surface EMG and intramuscular electromyographic activity in voluntary movement*. American Journal of Physics and Medicine ; 51(6): 285-295, 1972.
- Bouisset, S. et Pertuzon, E. *Experimental determination of the moment of inertia of limb segments*. Technique of drawings of movement and movement analysis, Biomechanics ; n°106-109, 1968.
- Brandt, T. *Classification of vestibular brainstem disorders according to vestibulo-ocular reflex planes*. Klinisch Wochenschrift.; 69(3): 121-3, 1991.
- Brandt, T. *Man in motion. Historical and clinical aspects of vestibular function. A review*. Brain ; 114(5): 2159-2174, 1991.
- Brauer, S., Woollacott, M., Shumway-Cook, A. *The interacting effects of cognitive demand and recovery of postural stability in balance-impaired elderly*. Journal of Gerontology and Medical science ; 56(8):M489–96, 2001.
- Brauer, S.G., Woollacott, M., Shumway-Cook, A. *The influence of a concurrent cognitive task on the compensatory stepping response to a perturbation in balance-impaired and healthy elders*. Gait and Posture ; 15: 83–93 , 2002.
- Brenière, Y., Do, M.C., Bouisset, S. *Are dynamic phenomena prior to stepping essential to walking?* Journal of Motor Behaviour ; 19(1): 62-76, 1987.
- Brenière, Y., Do, M.C., Sanchez, J.A. *biomechanical study of the gait initiation process*. Journal biophysique et médecine nucléaire ; 5: 197-205, 1981.
- Broadbent, D.E. *Task combination and selective intake of information*. Acta Psychol ; 50(3): 253-290, 1982.
- Bronstein, A.M., Hood, J.D., Gresty, M.A., Panagi, C. *Visual control of balance in cerebellar and parkinsonian syndromes*. Brain ; 113: 767-779, 1990.
- Brooks, S.C. *Chemical versus morphological species differences*. Science ; 77(1991): 221-222, 1933.
- Brooks, S.V. et Faulkner, J.A. *Skeletal muscle weakness in old age: underlying mechanisms*. Med Sci Sports Exercice ; 26(4): 432-439, 1994.
- Brown, L.A., Jody, L., Jensen, B., Thomas, K. et al. *The translating platform paradigm: perturbation displacement waveform alters the postural response*. Gait and Posture ; 14(1): 256–263, 2001.
- Brown, L.A., Shumway-Cook, A., Woollacott, M.H. *Attentional demands and postural recovery: the effects of aging*. Journal of Gerontology Serie A Biological science and Medical Science ; 54(4): 165-171, 1999.
- Brown, S.H.M., McGill S.M.. *The intrinsic stiffness of the in vivo lumbar spine in response to quick releases. Implications for reflexive requirements*. J. of Electromyography and Kinesiology 2009; 19: 727-736
- Buchanan, J.J. et Horak, F.B. *Voluntary control of postural equilibrium patterns*. Behaviour Brain Research ; 143(2): 121-140, 2003.

- Buchanan, J.J. et Horak, F.B. *Emergence of Postural Patterns as a Function of Vision and Translation Frequency*. Journal of Neurophysiology ; 81(5): 2325–2339, 1999.
- Buchner, D.M. et Larson, E.B. *Falls and fractures in patients with Alzheimer-type dementia*. Journal of the American Medical Association ; 257(11): 1492-1495 1987.
- Bugnariu, N. et Fung, J. *Aging and selective sensorimotor strategies in the regulation of upright balance*. Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation ; 4: 19, 2007.
- Burleigh, A. et Horak, F. *Influence of instruction, prediction, and afferent sensory information on the postural organization of step initiation*. Journal of Neurophysiology ; 75: 1619–1628, 1996.
- Burleigh, A.L., Horak, F.B., Malouin, F. *Modification of postural responses and step initiation: evidence for goal-directed postural interactions*. Journal of Neurophysiology ; 72: 2892–2902, 1994.
- Bussel, B., Katz, R., Pierrot-Deseilligny, E., Bergero, C. et al. *Vestibular and proprioceptive influences on the postural reactions to a sudden body displacement in man*. Spinal and supraspinal mechanisms of voluntary motor control and locomotion Desmedt JÉ (ed). Basel Paris London New York ; 8: 310-322, 1980.
- Cappellini, G., Ivanenko, Y.P., Dominici, N. *Motor Patterns During Walking on a Slippery Walkway*. Journal of Neurophysiology ; 103: 746–760, 2010.
- Cappellini, G., Ivanenko, Y.P., Poppele, R.E., Lacquaniti, F. *Motor patterns in human walking and running*. Journal of Neurophysiology ; 95(6): 3426–3437, 2006.
- Cappozzo, A., Catani, F., Leardini, A., Benedetti, M.G., Croce, U.D. *Position and orientation in space of bones during movement: experimental artefacts*. Clinical Biomechanics (Bristol. Avon) ; 11(2): 90-100, 1996.
- Carlsen, A., Chua, R., Inglis, J.T., Sanderson, D.J., Franks, I.M. *Prepared movements are elicited early by startle*. Journal of Motor Behaviour ; 36(3): 253-264, 2004.
- Carpenter, M.G., Frank, J.S., Adkin, A.L. *Influence of postural anxiety on postural reactions to multidirectional surface rotations*. Journal of Neurophysiology ; 92: 3255–3265, 2004.
- Carpenter, M.G., Allum, J.H., Honegger, F. *Directional sensitivity of stretch reflexes and balance corrections for normal subjects in the roll and pitch planes*. Experimental Brain Research ; 129(1):93-113, 1999.
- Carter, N.D., Kannus, P., Khan, K.M. *Exercise in the prevention of falls in older people: a systematic literature review examining the rationale and the evidence*. Sports Medicine ; 31(6): 427-438, 2001.
- Carter, S.E. Campbell, E.M. Sanson-Fisher, R.W. Redman, S. et al. *Environmental hazards in the homes of older people*. Age and Ageing ; 26(3):195-202, 1997.
- Castellote, J.M., Kumru, H., Queralt, A., Valls-Solé, J.A *Startle speeds up the execution of externally guided saccades*. Experimental Brain Research ; 177(1): 129-136, 2007.
- Cathers, I., Day, B.L., Fitzpatrick, R.C. *Otolith and canal reflexes in human standing*. The Journal of Physiology ; 563(1): 229-234, 2005.
- Chambaz, A., Bonan, I., Vidal, P.-P. *Deux modèles de Markov caché pour processus multiples et leur contribution à l'élaboration d'une notion de style postural*. Journal de la Société Française de Statistique ; 150(1): 73–100, 2009.
- Chan, C.W.Y., Melvill-Jones, G., Kearney, R.E. et al. *The 'late' electromyographic response to limb displacement in man*. Clinical Neurophysiology ; 46: 173–181, 1979.
- Chandler, R., Clauser, C., McConville, J., Reynolds, H. et al. *Investigation of inertial properties of the human body*. Technical report DOT ; 801(HS): 430, 1975.
- Chao, P.K., Chan, H.L., Tang, F.T., Che, Y.C. et al. *Comparison of automatic fall detection by the cross-product and magnitude of tri-axial acceleration*. Physiology Measures ; 30(10): 1027-1037, 2009.
- Chen, H.C. Schultz, A.B. Ashton-Miller, J.A. Giordani, B. et al. *Stepping over obstacles: dividing attention impairs performance of old more than young*. Journal of Gerontology and Medical Science ; 51A : M116–22, 1996.
- Cheung, V C., D'Avella, A., Tresch, M.C., Bizzi, E. *Central and sensory contributions to the activation and organization of muscle synergies during natural motor behaviors*. Journal of Neuroscience ; 25(27): 6419-6434, 2005.
- Chèze, L., Fregly, B.J., Dimnet J. *A solidification procedure to facilitate kinematic analyses based on video system data*. Journal of Biomechanics ; 28(7): 879-884, 1995.
- Chiba, Y. et Furuya, N. *Aging and reference values of the parameters in optokinetic nystagmus*. Nihon Jibiinkoka Gakkai Kaiho ; 92(9): 1416-1423, 1989.

- Cholewicki, J., Juluru, K., McGill, S.M *Intra-abdominal pressure mechanisms for stabilizing the lumbar spine.* Journal of Biomechanics ; 32(1): 13-17, 1999.
- Chong, R.K., Jones, C.L., Horak, F.B. *Postural set for balance control is normal in Alzheimer's but not in Parkinson's disease.* Journal of Gerontology serie A Biological Science and Medical Science ; 54(3):129-135, 1999.
- Claudino, R., Dos Santos, E.C., Santos, M.J. *Compensatory but not anticipatory adjustments are altered in older adults during lateral postural perturbations.* Clinical Neurophysiology ; 124(8): 1628-1637, 2013.
- Clauser, C., McConville, J., Young, J. *Weight, volume, and center of mass of segments of the human body.* Technical report AMRL-TR-69-70, 1969.
- Clément, G., Gurfinkel, V.S., Lestienne, F. Lipshits, M.I. et al. *Adaptation of postural control to weightlessness.* Experimental Brain Research ; 57(1):61-72, 1984.
- Collins, J. et De Luca, C. *Open-loop and closed-loop control of posture: a random-walk analysis of center-of-pressure trajectories.* Experimental Brain Research ; 95: 308-318, 1993.
- Connell, B.R. Wolf, S.L. *Environmental and behavioral circumstances associated with falls at home among healthy elderly individuals.* Atlanta FICSIT Group. Archives of Physical Medicine and Rehabilitation ; 78(2):179-186, 1997.
- Contini, R., Drillis, R., Bluestein, M. *Determination of body segment parameters.* Human Factors ; 5(5): 493-504, 1963.
- Cordo PJ. *Kinesthetic control of a multijoint movement sequence.* Journal of Neurophysiology ; 63(1): 161-172, 1990.
- Cornilleau-Pérès, V., Shabana, N., Droulez, J., Goh, J.C.H. et al. *Measurement of the visual contribution to postural steadiness from the COP movement: methodology and reliability .* Gait and Posture ; 22(2): 96-106, 2005.
- Cornu C., Goubel, F., Fardeau, M. *Muscle and joint elastic properties during elbow flexion in Duchenne muscular dystrophy.* Journal of Physiology; 533(2): 605-616, 2001.
- Côté, J.N., Patenaude, I., St-Onge, N., Fung, J. *Whiplash-associated disorders affect postural reactions to antero-post support surface translations during sitting.* Gait and Posture ; 29: 603-611, 2009.
- Courtine, G. et Pozzo, T. *Head position during various locomotor executions after prolonged microgravity exposure.* Journal of Gravitational Physiology. ; 9(1): 163-164, 2002.
- Courtine, G., Papaxanthis, C., Pozzo, T. *Prolonged exposure to microgravity modifies limb endpoint kinematics during the swing phase of human walking.* Neuroscience Letters ; 332(1): 70-74, 2002.
- Crémieux, J., Isableu, B., Mesure, S. *Contrôle visuel et performances posturales chez les judokas.* IVE congrès Jorescam ; 42-43, 1996
- Crémieux, J. et Mesure, S. *Differential sensitivity to static visual cues in the control of postural equilibrium in man.* Perceptual & Motor Skills ; 78(1): 67-74, 1994.
- Crenna, P. et Frigo, C. *American motor program for the initiation of forward-oriented movements in humans.* Journal of physiology ; 437: 635-653, 1991.
- Cresswell, A.G., Oddsson, L., Thorstensson, A. *The influence of sudden perturbations on trunk muscle activity and intra-abdominal pressure while standing.* Experimental Brain Research ; 98(2): 336-341, 1994.
- Cumming, R.G. *Epidemiology of medication-related falls and fractures in the elderly.* Drugs & Aging ; 12(1): 43-53, 1998.
- Cumming, R.G. et Klineberg, R.J. *Fall frequency and characteristics and the risk of hip fractures.* Journal of the American Geriatrics Society ; 42(7): 774-778, 1994.
- Cutting, J.E. et Vishton, P.M. *Perceiving layout and knowing distances: the integration, relative potency, and contextual use of different information about depth.* Handbook of perception and cognition Perception of space and motion ; 5: 69-117, 1998.
- Cutting, J.E. et Vishton, J.E. *Heading and path information from retinal flow in naturalistic environments.* Perception and Psychophysics ; 59(3): 426-441, 1997.
- Cutting, J.E., Vishton, P.M., Braren, P.A. *How we avoid collisions with stationary and moving objects.* Psychological Review ; 102: 627-651, 1995.
- Cyr, M.A. et Smeesters, C. *Kinematics of the threshold of balance recovery are not affected by instructions limiting the number of steps in younger adults.* Gait and Posture ; 29(4): 628-633, 2009.

- Cyr, M.A. et Smeesters, C. *Instructions limiting the number of steps do not affect the kinetics of the threshold of balance recovery in younger adults*. Journal of Biomechanics ; 40(13): 2857-2864, 2007.
- Cyrulnik, B. *La naissance du sens*, Ed.Hachette Pluriel, 2010.
- Danna-Dos-Santos, A., Menezes, Degani, A. Zatsiorsky, V.M., Latash, M.L. *Is Voluntary Control of Natural Postural Sway Possible*. Journal of Motor Behaviour ; 40(3): 179-185, 2008.
- Dargent-Molina, P. Bréart, G. *Epidemiology of falls and fall-related injuries in the age* . Revue d' Epidemiologie et de Sante Publique. ; 43(1):72-83, 1995.
- D'Août K., Vereecke, E., Schoonaert, K., De Clercq, D., Van Elsacker, L et Aerts, P. *Locomotion in bonobos (Pan paniscus): differences and similarities between bipedal and quadrupedal terrestrial walking, and a comparison with other locomotor modes*. J Anat. ; 204(5): 353-361, 2004.
- D'Avella, A., Portone, A., Fernandez, L., Lacquaniti, F. *Control of fast-reaching movements by muscle synergy combinations*. Journal of Neuroscience ; 26(30): 7791-7810, 2006 .
- D'Avella, A., Saltiel, P., Bizzi, E. *Combinations of muscle synergies in the construction of a natural motor behavior*. Nature Neuroscience ; 6(3): 300-308, 2003.
- Davis, J.R., Campbell, A.D., Adkin, A.L., Carpenter, M.G. *The relationship between fear of falling and human postural control*. Gait and Posture ; 29: 275-279, 2009.
- Davison, J. Bond, J. Dawson, P. Steen, I.N. Kenny, R.A. *Patients with recurrent falls attending Accident & Emergency benefit from multifactorial intervention--a randomised controlled trial*. Age and ageing ; .34(2):162-168, 2005.
- Day, B.L., Steiger, M.J., Thompson, P.D., Marsden, C.D. *Effect of vision and stance width on human body motion when standing: implications for afferent control of lateral sway*. Journal of Physiology ; 469: 479-99, 1993.
- De Waele, C., Baudonniere, P.M., Lepecq, J.C., Tran, B., Huy, P., Vidal, P.P. *Vestibular projections in the human cortex*. Experimental Brain Research ; 141(4): 541-551, 2001.
- DeLeva, P. *Adjustments to Zatsiorsky-Seluyanov's segment inertia parameters*. Journal of Biomechanics ; 29: 1223-1233, 1996.
- Debu, B. et Woollacott, M. *Effects of gymnastics training on postural responses to stance perturbations*. Journal of Motor Behaviour ; 20(3): 273-300, 1988.
- DeGoede, K.M. et Ashton-Miller, J.A. *Fall arrest strategy affects peak hand impact force in a forward fall*. Journal of Biomechanics ; 35(6): 843-848, 2002.
- DeGoede, K.M., Ashton-Miller, J.A., Schultz, A.B., Alexander, N.B. *Biomechanical factors affecting the peak hand reaction force during the bimanual arrest of a moving mass*. Journal of Biomechanics Engineering ; 124(1): 107-12, 2002.
- Dehaene, S., Molko, N., Cohen, L., Wilson, A.J. *Arithmetic and the brain*. Current Opinion in Neurobiology ; 14(2): 218-224, 2004.
- DeLisa, J.A. et Mackenzie, K. *Manual of Nerve Conduction Velocity Techniques*. Raven, New York, 1982.
- Delwaide, P.J. et Schepens, B. *Auditory startle (audio-spinal) reaction in normal man: EMG responses and H reflex changes in antagonistic lower limb muscles*. Electroencephalography and Clinical Neurophysiology. ; 97(6): 416-423, 1995.
- Demer, J.L. *Effect of aging on vertical visual tracking and visual-vestibular interaction*. Journal of Vestibular Research ; 4(5): 355-370, 1994.
- Demer, J.L., Honrubia, V., Baloh, R.W. *Dynamic visual acuity: a test for oscillopsia and vestibulo-ocular reflex function*. American Journal of Otolaryngology ; 15(3): 340-347, 1994.
- Dempster, W.T. *Space requirements of the seated operator*. Technical Report USAF, WADC TR-55-159. 1955.
- Dichgans, J., Mauritz, K.H., Allum, J.H.J., Brandt, T. *Postural sway in normal and ataxic patients: analysis of the stabilising and destabilizing effect of vision*. Agressologie ; 17: 15-24, 1976.
- Diener, H.C., Horak, F.B., Stelmach, *Direction & amplitude precueing has no effect on automatic posture responses*. Experimental Brain Research ; 84: 219-223, 1991.
- Diener, H.C., Horak, F.B., Nashner, L.M. *Influence of stimulus parameters on human postural responses*. Journal of Neurophysiology ; 59(6): 1888-1905, 1988.

- Diener, H.C., Ackermann, H., Dichgans, J., Guschlbauer, B. *Medium- and long-latency responses to displacements of the ankle joint in patients with spinal and central lesions*. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology* ; 60: 407–416, 1985.
- Diener, H.C., Dichgans, J., Bootz, F., Bacher, M. et al. *Early stabilization of human posture after a sudden disturbance: influence of rate and amplitude of displacement*. *Experimental Brain Research* ; 56: 126–134, 1984.
- Dietz, V. *Human neuronal control of automatic functional movements: interaction between central programs and afferent input*. *Physiology Revue* ; 72(1): 33-69, 1992.
- Dietz, V., Quintern, J., Berger, W., Schenck, E. *Cerebral potentials and leg muscle e.m.g. responses associated with stance perturbation*. *Experimental Brain Research* ; 57(2): 348-354, 1985.
- Dietz, V., Quintern, J., Berger, W. *Cerebral evoked potentials associated with the compensatory reactions following stance and gait perturbation*. *Neuroscience Letters* ; 50(1-3): 181–186, 1984.
- Dimberg, U. *Facial electromyographic reactions and autonomic activity to auditory stimuli*. *Biological Psychology* ; 31(2): 137-147, 1990.
- Dizio, P. et Lackner, J.R. *Age differences in oculomotor responses to step changes in body velocity and visual surround velocity*. *Journal of Gerontology* ; 45(3): 89-94, 1990.
- Do, M.C., Kwong-Yew, R., Chong. *Balance recovery from a forward fall: Developmental aspects of sensorimotor organization and the role of supraspinal control*. *Neuroscience Letters* ; 442(3): 300–304, 2008.
- Do, M.C., Schneider, C., Chong, R.K.Y. *Factors influencing the quick onset of stepping following postural perturbation*. *Journal of Biomechanics* ; 32(8): 795-802, 1999.
- Do, M.C, Bussel, B., Breniere, Y. *Influence of plantar cutaneous afferents on early compensatory reactions to forward fall*. *Experimental brain research* ; 79(2): 319–324, 1990.
- Do, M.C., Breniere, Y., Bouisset, S. *Compensatory reactions in forward fall: Are they initiated by stretch receptors?* *Electroencephalography and Clinical neurophysiology* ; 69(5): 448-452, 1988.
- Do, M.C. Breniere, Y., Brenguier, J. *A biochemical study of balance recovery during the fall forward*. *Biomechanics* ; 15(12): 933-939, 1982.
- Doherty, T.J., Vandervoor, A.A., Brown, W.F. *Effects of ageing on the motor unit: a brief review*. *Canadian Journal of Applied Physiology* ; 18(4):331-58, 1993.
- Dorfman, L.J. et Bosley, T.M. *Age-related changes in peripheral and central nerve conduction in man*. *Neurology* ; 29(1): 38-44. 1979.
- Dos-Santos, A.D., Degani, A.M., Zatsiorsky, V.M. Latash, M.L. *Is Voluntary Control of Natural Postural Sway Possible?* *Journal of Motor Behavior* ; 40(3): 179–185, 2008.
- Droulez, J. et Berthoz, A. *A neural network model of sensoritopic maps with predictive short-term memory properties*. *Proceedings of the National Academy of Science in USA.* ; 88(21): 9653-9657, 1991.
- Droulez, J., Cornilleau, V. *Adaptive changes in perceptual responses and visuomanual coordination during exposure to visual metrical distortion*. *Vision Research* ; 26(11): 1783-1792, 1986.
- Dubey, A., Koval, K.J., Zuckerman, J.D. *Hip fracture prevention: a review*. *American Journal of Orthopedic* ; 27(6): 407-412, 1998.
- Dubousset, J., Charpak, G., Dorion, I., Skalli, W. et al. *Le système EOS, nouvelle imagerie Ostéo-articulaire basse dose en position debout*, 2005.
- Duchêne, J. et Goubel, F. *Surface electromyogram during voluntary contraction: processing tools and relation to physiological events*. *Critical Reviews in Biomedical Engineering* ; 21(4): 313-397, 1993.
- Dufossé, M., Macpherson, J., Massion, J. *Biomechanical and electromyographical comparison of two postural supporting mechanisms in the cat*. *Experimental Brain Research* ; 45(1-2): 38-44, 1982.
- Dumas, R., Nicol, E., Chèze, L. *Influence of the 3D inverse dynamic method on the joint forces and moments during gait*. *Journal of Biomechanical Engineering* ; 129(5): 786-790, 2007.
- Dumas R., Chèze L., Verriest J.P. *Adjustments to McConville et al. and Young et al. body segment inertial parameters*. *J Biomech.* 40(3) : 543-53, 2007.
- Dumas R. et Cheze L. *Hip and knee joints are more stabilized than driven during the stance phase of gait: an analysis of the 3D angle between joint moment and joint angular velocity*. *Gait Posture* ; 28(2):243-250, 2008.

- Dupui, P. et Montoya, R. *Approche physiologique des analyses posturographiques statique et dynamique*. In: Posture et Equilibre: Physiologie, Techniques, Pathologies (Marseille: éditions Solal): 15-28, 2003.
- Dupui, P., Montoya, R., Costes-Salon, M.C., Séverac, A. et al. *Balance and gait analysis after 30 days -6 degrees bed rest: influence of lower-body negative-pressure sessions*. Aviation Space and Environmental Medicine ; 63(11): 1004-1010, 1992.
- Duysens J., Beerepoot V.P., Veltink P.H., Weerdesteyn V., Smits-Engelsman B.C. *Proprioceptive perturbations of stability during gait*. Neurophysiologie Clinique 38(6) : 399-410, 2008.
- Duysens, J. *Human gait as a step in evolution*. Brain ; 125(12): 2589-2590, 2002.
- Duysens J., Smits-Engelsman BCM, Kingma H., eds. Control of Posture and Gait. Maastricht, Netherlands: International Society for Postural and Gait Research, pp.126–129, 2001.
- Duysens, J., Clarac, F., Cruse, H. *Load-regulating mechanisms in gait and posture : comparative aspects*. Physiological Reviews ; 80(1): 83-133, 2000.
- Dyde, R.T., Jenkin, M.R., Harris, L.R. *The subjective visual vertical and the perceptual upright*. Experimental Brain Research ; 173(4): 612-622, 2006.
- Engberg, I. et Lundberg, A. *An electromyographic analysis of muscular activity in the hindlimb of the cat during unrestrained locomotion*. Acta Physiologica Scandinavica ; 75(4): 614-630, 1969.
- Enoka, R.M. *Activation order of motor axons in electrically evoked contractions*. Muscle Nerve ; 25(6): 763-764, 2002.
- Enrietto, J.A., Jacobson, K.M., Baloh, R.W. *Aging effects on auditory and vestibular responses: a longitudinal study*. American Journal of Otolaryngology ; 20(6): 371-378, 1999.
- Falla, D., Rainoldi, A. Merletti, R. Jull, G. *Spatio-temporal evaluation of neck muscle activation during postural perturbations in healthy subjects*. Journal of Electromyography and Kinesiology ; 14(4): 463-474, 2004.
- Feldman, F. et Robinovitch, S.N. *Reducing hip fracture risk during sideways falls: Evidence in young adults of the protective effects of impact to the hands and stepping*. Journal of Biomechanics ; 40(12): 2612–2618, 2007.
- Fitzpatrick R.C. et Day BL. *Probing the human vestibular system with galvanic stimulation*. Journal of Applied Physiology ; 96(6): 2301-2316, 2004.
- Fitzpatrick, R.C., Rogers, D.K., McCloskey, D.I. *Stable human standing with lower-limb muscle afferents providing the only sensory input*. Journal of Physiology ; 480(2): 395-403, 1994.
- Foldvari, M., Clark, M., Lavolette, L.C., Bernstein, M.A. et al. *Association of muscle power with functional status in community-dwelling elderly women*. The journals of Gerontology series A, Biological Sciences and Medical Sciences ; 55(4): 192-199, 2000.
- Forner Cordero, A., Koopman, H.F., Van der Helm, F.C. *Multiple-step strategies to recover from stumbling perturbations*. Gait and Posture ; 18(1): 47-59, 2003.
- Forsberg, H. et Hirschfeld, H. *Postural adjustments in sitting humans following external perturbations: muscle activity and kinematics*. Experimental Brain Research ; 97(3): 515-527, 1994.
- Forsberg, H. et Nashner, L.M. *Ontogenetic development of postural control in man: adaptation to altered support and visual conditions during stance*. Journal of Neuroscience ; 2(5): 545-552, 1982.
- Fransson, P.A., Gomez, S., Patel, M., Johansson, L. *Changes in multi-segmented body movements and EMG activity while standing on firm and foam support surfaces*. European Journal of Applied Physiology ; 101(1): 81-89, 2007.
- Fransson, P.A., Hjerpe, M., Johansson, R. *Adaptation of multi-segmented body movements during vibratory proprioceptive and galvanic vestibular stimulation*. Journal of Vestibular Research ; 17(1): 47-62, 2007.
- Frolov, A.G. *Spontaneous recovery of precise movement and of the postural fixation of the extremities after excision of the somatosensory cortex in dogs*. Zh Vyssh Nerv Deiat Im I P Pavlova ; 38(2): 257-65, 1988.
- Fukushima, K. *Corticovestibular interactions: anatomy, electrophysiology, and functional considerations*. Experimental Brain Research ; 117(1): 1-16, 1997.
- Fung, J. et Macpherson, J.M. *Attributes of quiet stance in the chronic spinal cat*. Journal of Neurophysiology ; 82(6): 3056-3065, 1999.
- Fung, J. et Macpherson, J.M. *Determinants of postural orientation in quadrupedal stance*. Journal of Neuroscience ; 15(2): 1121-1131, 1995.

- Furubayashi, T., Ugawa, Y., Terao, Y., Hanajima, R. et al. *The human hand motor area is transiently suppressed by an unexpected auditory stimulus*. *Clinical Neurophysiology* ; 111(1): 178-1783, 2000.
- Gabell, A., Simons, M.A., Nayak, U.S. *Falls in the healthy elderly: predisposing causes*. *Ergonomics* ; 28(7): 965-975, 1985.
- Gage, W.H., Zabjek, K.F., Hill, S.W., McIlroy, W.E. *Parallels in control of voluntary and perturbation-evoked reach-to-grasp movements. EMG and kinematics*. *Experimental Brain Research* ; 181(4): 627-637, 2007.
- Gagey, N., Quillard, J. Gagey, O. Meduri, G. et al. *Tendon of the normal supraspinatus muscle: correlations between MR imaging and histology*. *Surgical and radiologic anatomy* ; 17(4): 329-334, 1995.
- Gandevia, S.C., Butler, J.E., Hodges, P.W., Taylor, J.L. *Balancing acts: respiratory sensations, motor control and human posture*. *Clinical and Experimental Pharmacology & Physiology* ; 29(1-2): 118-121, 2002.
- Ganz, D.A., Bao, Y. Shekelle, P.G., Rubenstein, L.Z. *Will my patient fall?* *The journal of the American Medical Association* ; 297(1): 77-86, 2007.
- Gaudet, M.T. Mourey, F. Tavernier, C. Richard, D. *Le syndrome de régression psychomotrice du vieillard*. *Med Hyg* ; 44: 1332-1336, 1986.
- Gautier, C.H. et Cook, E.W. 3rd. *Relationships between startle and cardiovascular reactivity*. *Psychophysiology* ; 34(1): 87-96, 1997.
- Gehlsen, G.M. et Whaley, M.H. *Falls in the elderly: Part I, II. Gait*. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* ; 71(10): 735-741, 1990.
- Gelfand, D.M., Hartmann, D.P., Walder, P., Page, B. *Who reports shoplifters? A field-experimental study*. *Journal of Personality and Social Psychology* ; 25(2): 276-85, 1973.
- Gesell, A. "Psychoclinical Guidance in Child Adoption", 1926.
- Ghafouri, M., McIlroy, W.E., Maki, B.E. *Initiation of rapid reach-and-grasp balance reactions: is a pre-formed visuospatial map used in controlling the initial arm trajectory?* *Experimental Brain Research* ; 155(4): 532-536, 2004.
- Ghisletta P, Lindenberger U. *Static and dynamic longitudinal structural analyses of cognitive changes in old age*. *Gerontology*; 50(1):12-6, 2004.
- Gibson, J.J. *The Ecological Approach to Visual Perception*, 1979.
- Gibson, J.J. *The senses considered as perceptual systems*, 1966.
- Gibson, J.J. *The Perception of the Visual World*, 1950.
- Gill J., Allum, J.H., Carpenter, M.G., Held-Ziolkowska, M. et al. *Trunk sway measures of postural stability during clinical balance tests: effects of age*. *Journal of Gerontology Serie A, Biological Sciences and Medical Sciences* ; 56(7): 438-447, 2001.
- Gillespie LD et al. *Interventions for preventing falls in elderly people*. *Cochrane Database Syst Rev.* ; 15 (2), 2003.
- Gillespie, L.D. Gillespie, W. J. et al. *Interventions for preventing falls in elderly people*. *Cochrane Database Syst Review*, 2003
- Gioanni, H. *Stabilizing gaze reflexes in the pigeon (Columba livia). I ,II.* *Experimental Brain Research* ; 69(3):567-593, 1988.
- Gogan, P. *The startle and orienting reactions in man. A study of their characteristics and habituation*. *Brain Research* ; 18(1): 117-135, 1970.
- Gokin, A.P. et Karpukhina M.V. *Reticular structures of the cat brain participating in startle reflexes in response to somatic stimuli of different modalities*. *Neirofiziologija* ; 17(3): 380-390, 1985.
- Gollhofer, A., Horstmann, G.A., Berger, W., Dietz, V. *Compensation of translational and rotational perturbations in human posture: stabilization of the centre of gravity*. *Neuroscience Letters* ; 105(1-2): 73-78, 1989.
- Golomer, E. Dupui, P. Giraud, P. Lefevre, G. et al. *Analyse comparative des oscillations corporelles de danseurs et de sportifs sur plateforme à bascule : intérêts de cette technique*. *Revue STAPS* ; 19 : 111-123, 1998.
- Goodwin, G.M., McCloskey, D.I., Matthews, P.B. *Proprioceptive illusions induced by muscle vibration: contribution by muscle spindles to perception?* *Science* ; 175(4028): 1382-1384, 1972.

- Goodworth, A.D. et Peterka, R.J. *Contribution of sensorimotor integration to spinal stabilization in humans*. Journal of Neurophysiology ; 102(1): 496-512, 2009.
- Gorce, J.M., Arditi, M., Schneider, M. *Influence of bubble size distribution on the echogenicity of ultrasound contrast agents: a study of SonoVue*. Investigative Radiology ; 35(11): 661-671, 2000.
- Gottlieb, G.L. et Agarwal, G.C. *Response to sudden torques about ankle in man: myotatic reflex*. Journal of Neurophysiology ; 42(1): 91-106, 1979.
- Grabiner, M.D., Donovan, S., Bareither, M.L, Marone, J.R. et al. *Trunk kinematics and fall risk of older adults: Translating biomechanical results to the clinic*. Journal of Electromyography and Kinesiology ; 18(2): 197-204, 2008.
- Grabiner, M.D., Owings, T.M., Pavol, M.J. *Lower extremity strength plays only a small role in determining the maximum recoverable lean angle in older adults*. Journal of Gerontology series A, Biological Sciences and Medical Sciences ; 60(11): 1447-1450, 2005.
- Graf W. et Vidal, P.P. *Semicircular canal size and upright stance are not interrelated*. Journal of Human Evolution ; 30(2): 175-181, 1996.
- Greenspan, S.L., Myers, E.R., Maitland, L.A., Resnick, N.M. et al. *Fall severity and bone mineral density as risk factors for hip fracture in ambulatory elderly*. The Journal of the American Medical Association ; 271(2): 128-133, 1994.
- Greenwood, R. et Hopkins, A. *Landing from an unexpected fall and a voluntary step*. Brain ; 99(2): 375-386, 1976.
- Greenwood, R. et Hopkins, A. *Muscle responses during sudden falls in man*. Journal of Physiology ; 254(2): 507-518, 1976.
- Groen, B.E., Weerdesteijn, V., Duysens, J. *The relation between hip impact velocity and hip impact force differs between sideways fall techniques*. Journal of Electromyography and Kinesiology ; 18(2): 228-234, 2008.
- Grosse, P. et Brown P. *Acoustic startle evokes bilaterally synchronous oscillatory EMG activity in the healthy human*. Journal of Neurophysiology ; 90(3): 1654-1661, 2003.
- Guo, Z., Wills, P., Viitanen, M., Fastbom, J. et al. *Cognitive impairment, drug use, and the risk of hip fracture in persons over 75 years old: a community-based prospective study*. American Journal of Epidemiology ; 148(9): 887-892, 1998.
- Gurfinkel, E.V. *Physical foundations of stabilography*. Agressology ; 14(C): 9-13, 1973.
- Gurfinkel, V.S. et Cordo, P.J. *The scientific legacy of Nikolai Bernstein*. In Mark L. Latash, editor, *Progress in Motor Control: Bernstein's Traditions in Movement Studies*; Human Kinetics, Champaign IL, 1-19, 1998.
- Hall, C.D. et Jensen, J.L. *Age-related differences in lower extremity power after support surface perturbations*. Journal of the American Geriatrics Society ; 50(11): 1782-1788, 2002.
- Halpern, P., Siebzeiner, M.I., Aladgen, D., Sorkine, P. et al. *Non-collision injuries in public buses: a national survey of a neglected problem*. Emergency Medicine Journal ; 22(2): 108-110, 2005.
- Hanavan, P. *A mathematical model of human body*. Technical Report Aerospace Medical Research Laboratory, Ohio ; 64-102, 1964.
- Harris, J.D. *Habituated response decrement in the intact organism*. Psychological Bulletin ; 40(6): 385-422, 1943.
- Hasson, C.J., Graham, Æ.E., Caldwell, Æ., Richard, E.A. et al. *Scaling of plantarflexor muscle activity and postural time-to-contact in response to upper-body perturbations in young and older adults*. Experimental Brain Research ; 196(3): 413-427, 2009.
- Hasson, C.J., Richard, E.A., Van, E., Caldwell, G.E. *Predicting Dynamic Postural Instability Using Center of Mass Time-to-Contact Information*. Journal of Biomechanics ; 41(10): 2121-2129, 2009.
- Hatze, H. et Baca, A. *A contact-free determination of human body segment parameters by means of videometric image processing of an anthropomorphic body model*. SPIE proceedings, 1992.
- Hatze, H. *A mathematical model for the computational determination of parameter values of anthropometric segments*. Journal of Biomechanics ; 13(10): 833-843, 1980.
- Hauer, K., Pfisterer, M., Weber, C., Wezler, N. et al. *Cognitive impairment decreases postural control during dual tasks in geriatric patients with a history of severe falls*. Journal of the American Geriatric Society ; 51(11): 1638-1644, 2003.

- Hausdorff, J.M. *Gait variability: methods, modeling and meaning*. Journal of Neuroengineering and Rehabilitation ; 20;2-19, 2005.
- Hausdorff, J.M. Rios, D.A. Edelberg, H.K. *Gait variability and fall risk in community-living older adults: a 1-year prospective study*. Archives of physical medicine and rehabilitation ; 82(8):1050-1056, 2001.
- Hausdorff, J.M. Yogev, G. Springer, S. Simon, E.S. et al. *Walking is more like catching than tapping: gait in the elderly as a complex cognitive task*. Experimental brain research ; .164(4):541-548, 2005.
- Hayes, W.C., Myers, E.R., Robinovitch, S.N., Van Den Kroonenberg, A. et al. *Etiology and prevention of age-related hip fractures*. Bone ; 18(1 Suppl): 77-86, 1996.
- Head, H. *Observations on the elements of the psycho-neuroses: A Paper addressed to the Society of Medical Officers of the Pensions Board, Lancaster Gate, London*. British Medical Journal ; 1(3090): 389-392, 1920.
- Hegeman J., Weerdesteijn V., van den Bemt B., Nienhuis B., van Limbeek J., Duysens J. *Dual-tasking interferes with obstacle avoidance reactions in healthy seniors*. Gait Posture 36(2):236-40, 2012.
- Henry, F.M. et Rogers, D.E. *Increased response latency for complicated movements and a "memory drum" theory of neuromotor reaction*. Res Q ; 31:448-458, 1960.
- Henry, S.M., Fung, J., Horak F.B. *EMG responses to maintain stance during multidirectional surface translations*. Journal of Neurophysiology ; 80(4): 1939-1950, 1998.
- Henry, S.M., Fung, J., Horak, F.B. *Effect of stance width on multidirectional postural responses*. Journal of Neurophysiology ; 85(2): 559-570, 2001.
- Henry, S.M., Fung, J., Horak, F.B. *Postural responses to lateral surface perturbations*. Sor A'eurosa Abst r; 22: 1632, 1996. 43: 395-405, 1981.
- Hermens, H.J., Freriks, B., Disselhorst-Klug, C., Rau, G. *Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures*. Journal of Electromyography and Kinesiology ; 10(5): 361-374, 2000;
- Hewson, D.J., Hogrel, J.Y., Langeron, Y., Duchêne, J. *Evolution in impedance at the electrode-skin interface of two types of surface EMG electrodes during long-term recordings*. Journal of Electromyography and Kinesiology ; 13(3): 273-279, 2003.
- Higuchi T, Imanaka K, Hatayama T. *Freezing degrees of freedom under stress: kinematic evidence of constrained movement strategies*. Hum Mov Science ; 21(5-6):831-46, 2002.
- Hirvonen, T.P., Aalto, H., Pyykkö, I., Juhola, M., Jäntti, P. *Changes in vestibulo-ocular reflex of elderly people*. Acta Otolaryngologica; 529(Suppl.): 108-110, 1997.
- Hof, A.L, Gazendam, M.G., Sinke, W.E. *The condition for dynamic stability*. Journal of Biomechanics ; 38(1): 1-8, 2005
- Holand, S., Girard, A., Laude, D., Meyer-Bisch, C. et al. *Effects of an auditory startle stimulus on blood pressure and heart rate in humans*. Journal of Hypertension ; 17(12.2): 1893-1897, 1999.
- Honeycutt, C.F. et Nichols, T.R. *Force responses of the postural strategy in the decerebrate cat* Program Neuroscience Meeting Planner Society for Neuroscience, Atlanta GA ; 452-456, 2006.
- Horak, F.B., Wrisley, D.M., Frank, J. *The Balance Evaluation Systems Test (BESTest) to Differentiate Balance Deficits*. Physical therapy ; 89(5): 484-498, 2009.
- Horak, F.B. et Hlavacka, F. *Vestibular stimulation affects medium latency postural muscle responses*. Experimental Brain Research ; 144: 95-102, 2002.
- Horak, F.B. *Adaptation of Automatic Postural Responses*. In: Bloedel JR, Ebner TJ, Wise SP (eds) The acquisition of motor behavior in vertebrates. Bradford Books, MIT Press, Cambridge, pp 57-85, 1996.
- Horak, F.B., Henry, S.M., Shumway-Cook, A. *Postural Perturbations: New Insights for Treatment of Balance Disorders*. Physical Therapy ; 77: 517-533, 1997.
- Horak, F.B. et Macpherson, J.M. *Postural orientation and equilibrium*. Handbook of physiology (Rowell LB, Shepherd JT eds), Sec 12, Exercise: regulation and integration of multiple systems. Oxford University Press, New York, pp 255-292, 1996.
- Horak, F.B., Shupert, C.L., Dietz, V., Horstmann, G. *Vestibular and somatosensory contributions to responses to head and body displacements in stance*. Experimental Brain Research ; 100: 93-106, 1994.
- Horak, F.B. *Clinical measurement of postural control in adults*. Physical Therapy ; 67(12): 3881-3885, 1987.

- Horak, F.B. et Nashner, L.M. *Central programming of postural movements: adaptation to altered support surface configurations*. Journal of Neurophysiology ; 55(6): 1369-1381, 1986.
- Horlings, C.G.C., Küng, U.M., Bloem, B.R., Honegger, F. et al. *Identifying deficits in balance control following vestibular or proprioceptive loss using posturographic analysis of stance tasks*. Clinical Neurophysiology ; 119: 2338–2346, 2008.
- Hsiao, E.T. et Robinovitch, S.N. *Biomechanical influences on balance recovery by stepping*. Journal of Biomechanics ; 32(10): 1099-106, 1999.
- Hsiao, E.T. et Robinovitch, S.N. *Common protective mvts govern unexpected falls from standing height*. Experimental Brain Research ; 179: 29–42, 2007.
- Hsiao, E.T. et Robinovitch, S.N. *Elderly subjects' ability to recover balance with a single backward step associates with body configuration at step contact*. Journal of Gerontology serie A, Biological Sciences and Medical Science ; 56(1): 42-47, 2001.
- Hsiao, E.T. et Robinovitch, S.N. *Common protective movements govern unexpected falls from standing height*. Journal of Biomechanics ; 31: 1-9, 1998.
- Hu, M.H. et Woollacott, M.H. *Multisensory training of standing balance in older adults: I , II*. Journal of Gerontology ; 49(2):52-71, 1994.
- Hublin, J., Spoor, F., Braun, M., Zonneveld, F. et al. *A late neanderthal associated with upper palaeolithic artefacts*. Nature ; 381: 224-226, 1996.
- Hui, X., Xiuyuan, Z., Xuanliang, D. Donghong, H. et al. *A research of the body center of mass of Chinese adults*. International Journal of Industrial Ergonomics ; 23: 129-133, 1999.
- Hunter, I.W. et Kearney, R.E. *Respiratory components of human postural sway*. Neuroscience Letters ; 25(2): 155-159, 1981.
- Hurley, M.V., Rees, J., Newham, D.J. *Quadriceps function, proprioceptive acuity and functional performance in healthy young, middle-aged and elderly subjects*. Age and Ageing ; 27: 55-62, 1998.
- Hurt, C.P., Rosenblatt, N.J., Grabiner, M.D. *Form of the compensatory stepping response to repeated laterally directed postural disturbances*. Experimental Brain Research ; 214(4): 557-566, 2011.
- Hyndman, D. et Ashburn, A. *People with stroke living in the community: Attention deficits, balance, ADL ability and falls*. Disability and Rehabilitation ; 25(15): 817-822, 2003.
- Hynes, L.M. et Dickey, J.P. *The rate of change of acceleration: implications to head kinematics during rear-end impacts*. Accident Analysis and Prevention ; 40(3): 1063-1068, 2008.
- Indovina, I., Maffei, V., Bosco, G., Zago, et al. *Representation of visual gravitational motion in the human vestibular cortex*. Sciences ; 308(5720): 416-419, 2005.
- Inglis, J.T., Horak, F.B., Shupert, C.L., Jones-Rycewicz, C. *The importance of somatosensory information in triggering and scaling automatic postural responses in humans*. Experimental Brain Research ; 101(1): 159-164, 1994
- Intraub, H., Hoffman, J.E., Wetherhold, C.J., Stoehs, S.A. *More than meets the eye: the effect of planned fixations on scene representation*. Perception and Psychophysics ; 68(5): 759-769, 2006.
- Isableu, B., Ohlmann, T., Cremieux, J., Amblard, B. *Selection of spatial frame of reference and postural control variability*. Experimental Brain Research ; 114(3): 584-589, 1997.
- Ishida, A. et Imai, S. *Responses of the posture-control system to pseudorandom acceleration disturbances*. Medical & Biological Engineering & Computing ; 18(4): 433-438, 1980.
- Ivanenko, YP., Talis VL. Kazennikov OV. *Support stability influences postural responses to muscle vibration in humans*. European Journal of Neuroscience ; 11(2): 647-654, 1999.
- Jablonski, N.G. et Chaplin, G. *Chimp cultural diversity*. Science ; 285(5429): 836-837, 1999.
- Jacobs, J. et Kasse, S. *The clinical utility of the BESTest, miniBESTest, and brief BESTest to predict falls in individuals with multiple sclerosis*
- Jacobs, J.V. et Horak, F.B. *Cortical control of postural responses*. Journal of Neural Transmission ; 114: 1339–1348, 2007.
- Jacobs, J.V. et Horak, F.B. *External postural perturbations induce multiple anticipatory postural adjustments when subjects cannot pre-select their stepping foot*. Experimental Brain Research ; 179: 29-42, 2007.

- Jansen, K., De Groot, F., Massaad, F., Meyns, P., Duysens, J., Jonkers, I. *Similar muscles contribute to horizontal and vertical acceleration of center of mass in forward and backward walking: implications for neural control.* Journal of Neurophysiology ; 107(12):3385-96, 2012.
- Jasmine, C., Menant, R.J., George, R.C., Fitzpatrick, S.R. *Perception of the Postural Vertical and Falls in Older People.* Gerontology ; 58: 497-503, 2012.
- Jeka, J., Kiemel, T., Creath, R., Horak, F. et al. *Controlling human upright posture: velocity information is more accurate than position or acceleration.* Journal of Neurophysiology ; 92: 2368-2379, 2004.
- Jensen, J.L. Brown, L.A. Woollacott, M.H. *Compensatory stepping: the biomechanics of a preferred response among older adults.* Experimental Ageing Research ; 27: 361-76, 2001.
- Jensen, R. *Estimation of the biomechanical properties of three body types using a photogrammetric method.* Journal of Biomechanics ; 11: 349-358, 1978.
- Johansson, R.S. et Westling, G. *Roles of glabrous skin receptors and sensorimotor memory in automatic control of precision grip when lifting rougher or more slippery objects.* Experimental Brain Research ; 56(3): 550-564, 1984.
- Johansson, R.S. et Vallbo, A.B. Westling, G. *Thresholds of mechanosensitive afferents in the human hand as measured with von Frey hairs.* Brain Research ; 184(2): 343-366, 1980.
- Johnsson, L.G. et Hawkins, J.E Jr. *Sensory and neural degeneration with aging, as seen in microdissections of the human inner ear.* The Annals of Otolaryngology, Rhinology, Laryngology ; 81(2): 179-193, 1972.
- Johnsson, L.G. et Hawkins, J.E.Jr. *Vascular changes in the human inner ear associated with aging.* The Annals of Otolaryngology, Rhinology, Laryngology ; 81(3): 364-376, 1972.
- Jolivet, E., Sandoz, B., Laporte, S., Mitton, D., Skalli, W. *Fast 3D reconstruction of the rib cage from biplanar radiographs.* Medical and Biological Engineering and Computing ; 48(8): 821-828, 2010.
- Jones, S.L., Henry, S.M., Raasch, C.C. *Responses to multi-directional surface translations involve redistribution of proximal vs. distal strategies to maintain upright posture.* Experimental Brain Research ; 187: 407-417, 2008.
- Jorge, M. et Hull, M.L. *Analysis of EMG measurements during bicycle pedalling.* Journal of Biomechanics. ; 19(9): 683-694, 1986.
- Josephson, K.R. Fabacher, D.A. Rubenstein, L.Z. *Home safety and fall prevention.* Clinics in Geriatric Medicine ; 7(4):707-731, 1991.
- Jozsi, A.C. Campbell, W.W. Joseph, L. Davey, S.L. et al. *Changes in power with resistance training in older and younger men and women.* Journal of Gerontology, series A Biological Sciences and Medical Sciences ; 54(11): 591-596, 1999.
- Kahneman, D.: *Attention and effort.* Prentice Hall ; 1973.
- Kaiser, J. et Lutzenberger, W. *Cortical oscillatory activity and the dynamics of auditory memory processing.* Review of Neuroscience ; 16(3): 239-54, 2005.
- Kato, I. Ishikawa, M. Nakamura, T. Watanabe, J. et al. *Quantitative assessment of influence of aging on optokinetic nystagmus.* Acta Otolaryngologica ; 511(Suppl.):99-103, 1994.
- Kavounoudias, A. Roll, J.P. Anton, J.L. Nazarian, B. et al. *Proprio-tactile integration for kinesthetic perception: an fMRI study.* Neuropsychologia ; 46: 567-575, 2008.
- Kavounoudias, A. Gilhodes, J.C. Roll, R. Roll, J.P. *From balance regulation to body orientation: two goals for muscle proprioceptive information processing?* Experimental Brain Research. ;124(1):80-88, 1999.
- Kavounoudias, A. Roll, R. Roll, J.P. *Specific whole-body shifts induced by frequency-modulated vibrations of human plantar soles.* Neuroscience Letter ; 266(3):181-184, 1999.
- Kay, D. St Clair. Gibson, A. Mitchell, M.J. Lambert, M.I. et al. *Different neuromuscular recruitment patterns during eccentric, concentric and isometric contractions.* Journal of Electromyography and Kinesiology ; 10(6): 425-431, 2000.
- Keck, M.E. Pijnappels, M. Schubert, M. Colombo, G. et al. *Stumbling reactions in man: influence of corticospinal input.* Electroencephalography and Clinical Neurophysiology ; 109(3): 215-223, 1998.
- Keegan, T.H. Kelsey, J.L. Sidney, S. Quesenberry, C.P.Jr. *Foot problems as risk factors of fractures.* American journal of epidemiology ; .155(10):926-931, 2002.
- Keenan, K.G. Farina, D. Merletti, R. Enoka, R.M. *Influence of motor unit properties on the size of the simulated evoked surface EMG potential.* Experimental Brain Research ; 169(1): 37-49, 2006.

Kellis, E. et Baltzopoulos V. *Muscle activation differences between eccentric and concentric isokinetic exercise*. *Medicine and Science in Sports and Exercise* ; 30(11): 1616-1623, 1998.

Kennedy, P.M. et Inglis, J.T. *Distribution and behaviour of glabrous cutaneous receptors in the human foot sole*. *Journal of Physiology* ; 538(3): 995-1002, 2002.

Kenny, R.A. et Richardson, D.A. *Carotid sinus syndrome and falls in older adults*. *The American journal of geriatric cardiology* ; 10(2):97-99, 2001.

Kerlirzin, Y. *Perception–Action, quelques aspects*. Université René Descartes Paris V(2004)

Kerr, B., Condon, S.M., McDonald, L.A. *Cognitive spatial processing and the regulation of posture*. *Journal of Experimental Psychology and Human Perception Performance* ; 11(5): 617-622, 1985.

Keshner, E.A., Streepey, J., Dhaher, Y., Hain, Y. *Pairing virtual reality with dynamic posturography serves to differentiate between patients experiencing visual vertigo*. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation* ; 4: 24, 2007.

Keshner, E.A. *Head-trunk coordination in elderly subjects during linear anterior-posterior translations*. *Experimental Brain Research* ; 158: 213–222, 2004.

Keshner, E.A. *Head-Trunk Coordination during Linear Anterior-Posterior Translations*. *Journal of Neurophysiology* ; 89: 1891-1901, 2003

Keshner, E.A. Hain, T.C. Chen, K.J. *Predicting control mechanisms for human head stabilization by altering the passive mechanics*. *Journal of Vestibular Research* ; 9: 423-434, 1999.

Keshner, E.A. Woollacott, M.H. Neck, B.D. *Neck, trunk and limb muscle responses during postural perturbations in humans*. *Experimental Brain Research* ; 71: 455-466, 1988.

King, G.W., Luchies, C.W., Stylianou, A.P., Schiffman, J.M. et al. *Effects of step length on stepping responses used to arrest a forward fall*. *Gait and Posture* ; 22(3): 219-224, 2005.

Koenderink J.J. *The brain a geometry engine*. *Psychological Research* ; 52(2-3): 122-127, 1990.

Koepsell, T.D. Wolf, M.E. Buchner, D.M. Kukull, W.A. et al. *Footwear style and risk of falls in older adults*. *The journal of the American geriatric society* ; 52(9):1495-1501, 2004.

Kofler, M., Müller, J., Reggiani, L., Valls-Solé, J. *Influence of age on auditory startle responses in humans*. *Neuroscience Letters* ; 307(2): 65-68, 2001.

Kokmen, E., Bossemeyer, R.W.Jr., Williams, W.J. *Quantitative evaluation of joint motion sensation in an aging population*. *Journal of Gerontology* ; 33(1): 62-67, 1978.

Kose, N., Cuvalci, S. Ekici, G., Otman, A.S. et al. *The risk factors of fall and their correlation with balance, depression, cognitive impairment and mobility skills in elderly nursing home residents*. *Saudi Medicine Journal* ; 26: 978–981, 2005.

Krishnamoorthy, V., Scholz, J.P., Latash, M.L. *The use of flexible arm muscle synergies to perform an isometric stabilization task*. *Clinical Neurophysiology* ; 118(3): 525-537, 2007.

Krishnamoorthy, V., Latash, M.L., Scholz JP., Zatsiorsky VM. *Muscle modes during shifts of the center of pressure by standing persons: effect of instability and additional support*. *Experimental Brain Research* ; 157(1): 18-31, 2004.

Krishnamoorthy, V., Goodman, S., Zatsiorsky, V., Latash, M.L. *Muscle synergies during shifts of the center of pressure by standing persons: identification of muscle modes*. *Biological Cybernetics* ; 89(2): 152-161, 2003.

Kumar, S., Narayan, Y., Amell, T. *An electromyographic study of low-velocity rear-end impacts*. *Spine* ; 27: 1044–1055, 2002.

Küng, U.M., Horlings, C.G.C., Honegger, F., Duysens, J.E.J., Allum, J.H.J. *Control of roll and pitch motion during multi-directional balance perturbations*. *Experimental Brain Research* 194(4): 631-645, 2009.

Lacour, M., Barthélémy, J., Borel, L., Magnan, J. et al. *Sensory strategies in human postural control before and after unilateral vestibular neurotomy*. *Experimental Brain Research* ; 115: 300-310, 1997.

Lacour, M., Xerri, C., Hugon, M. *Muscle responses and monosynaptic reflexes in falling monkey. Role of the vestibular system*. *Journal of Physiology (Paris)* 74(4): 427-438, 1978.

Lacquaniti, F., Le Taillanter, M., Lopiano, L., Maioli, C. *The control of limb geometry in cat posture*. *Journal of Physiology* ; 426: 177-192, 1990.

Laessoe, U. et Voigt, M. *Anticipatory postural control strategies related to predictive perturbations*. Gait and Posture ; 28: 62–68, 2008.

Lajoie, Y., Teasdale, N., Bard, C., Fleury, M. *Attentional demands for static and dynamic equilibrium*. Experimental Brain Research ; 97(1): 139-144, 1993.

Lamb, S.E., Jørstad-Stein, E.C., Hauer, K., Becker, C. *Development of a common outcome data set for fall injury prevention trials: the Prevention of Falls Network Europe consensus*. Journal of the American Geriatric Society ; 53(9): 1618-1622, 2005.

Laporte, S., Skalli, W., de Guise, J.A., Lavaste, F., Mitton, D. *A biplanar reconstruction method based on 2D and 3D contours : application to the distal femur*. Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering ; 6(1): 1-6, 2003.

Lee, D.N. et Lishman, J.R. *Visual proprioceptive control of stance*. Journal of Human Movement Studies ; 1: 87–95, 1975.

Lekhel, H., Popov, K., Anastasopoulos, D., Bronstein, A. et al. *Postural responses to vibration of neck muscles in patients with idiopathic torticollis*. Brain ; 120(4): 583-591, 1997.

Lemke, M.R. Broderick, A. Zeitelberger, M. Hartmann, W. *Motor activity and daily variation of symptom intensity in depressed patients*. Neuropsychobiology ; 36(2):57-61, 1997.

Lemon RN. *Descending pathways in motor contro*. Annual Review of Neuroscience ; 31:195-218, 2008.

Lestienne, F., Soechting, J., Berthoz, A. *Postural readjustments induced by linear motion of visual scenes*. Experimental Brain Research ; 28(3-4): 363-384, 1977.

Lewek, M.D., Rudolph, K.S., Snyder-Mackler, L. *Quadriceps femoris muscle weakness and activation failure in patients with symptomatic knee osteoarthritis*. Journal of Orthopaedic Research ; 22(1): 110-115, 2004.

Liang D, Ivanov K, Li H, Nig Y, Zhang Q, Wang L, Zhao G (2014) Exploration and comparison of the pre-impact lead time of active and passive falls based on inertial sensors. Biomed Mater Eng 24:278-288.

Lieberman, D.E. Venkadesan, M. Werbel, W.A. et al. *Foot strike patterns and collision forces in habitually barefoot versus shod runners*. Nature ; 463 : 531-536, 2010.

Lin ,S.I. et Woollacott, M.H. *Postural muscle responses following changing balance threats in young, stable older, and unstable older adults*. Journal of Motor Behaviour ; 34(1): 37-44, 2002.

Lindstrom, L., Magnusson, R., Petersén, I. *Muscular fatigue and action potential conduction velocity changes studied with frequency analysis of EMG signals*. Electromyography ; 10(4): 341-356, 1970.

Inglis, J.T., Shupert, C.L., Hlavacka, F., Horak, F.B. *The effect of galvanic vestibular- stimulation on human postural responses during support surface translations*. Journal of Neurophysiology ; 73: 898-901, 1995.

Lo, J. et Ashton-Miller, J.A. *Effect of pre-impact movement strategies on the impact forces resulting from a lateral fall*. Journal of Biomechanics ; 41(9): 1969-1977, 2008.

Lo, J., McCabe, G.N., DeGoede, K.M., Okuizumi, H., Ashton-Miller, J.A. *On reducing hand impact force in forward falls: results of a brief intervention in young males*. Clinical Biomechanics ; 18(8): 730-736, 2003.

Lockhart, D.B. et Ting, L.H. *Optimal sensorimotor transformations for balance*. Nature Neuroscience ; 10(10): 1329-1336, 2007.

Lopez, I., Honrubia, V., Baloh, R.W. *Aging and the human vestibular nucleus*. Journal Vestibular Research ; 7(1): 77-85, 1997.

Loram, I.D., Maganaris, C.N., Lakie, M. *Paradoxical muscle movement in human standing*. Journal of Physiology ; 556: 683–689, 2004.

Lord, S.R. Menz, H.B. Sherrington, C. *Home environment risk factors for falls in older people and the efficacy of home modifications*. Age and ageing ; . 35 Suppl 2:ii55-ii59, 2006.

Lord, S.R., Menz, H.B., Tiedemann, A. *A physiological profile approach to falls risk assessment and prevention*. Physical Therapy ; 83(3): 237–252, 2003.

Lord, S.R. Bashford, G.M. Howland, A. Munroe, B.J. *Effects of shoe collar height and sole hardness on balance in older women*. The journal of the American geriatric society ; 47(6):681-684, 1999.

Lord, S.R. Bashford, G.M. *Shoe characteristics and balance in older women*. The journal of the American geriatric society ; 44(4):429-433, 1996.

Lord, S.R., Ward, J.A., Williams, P., Anstey, K. *Physiological factors associated with falls in older community-dwelling women*. Journal of the American Geriatrics Society ; 42(10): 1110–1117, 1994.

Lord, S.R. Clark, R.D. Webster, I.W. *Physiological factors associated with falls in an elderly population*. The journal of the American geriatric society ; 39(12):1194-1200, 1991.

Lorenceau, J. *Motion integration with dot patterns: effects of motion noise and structural information*. Vision Research ; 6(21): 3415-3427, 1996.

Luchies, C.W. Alexander, N.B. Schultz ,A.B. Ashton-Miller, J. *Stepping responses of young and old adults to postural disturbances: kinematics*. Journal of the American Geriatric Society ; 42: 506–518, 1994.

Lundin-Olsson, L. Nyberg, L. Gustafson, Y. *"Stops walking when talking" as a predictor of falls in elderly people*. Lancet ; 349(9052):617, 1997.

Luyat, M., Ohlmann, T., Barraud, P.A. *Subjective vertical and postural activity*. Acta Psychologica (Amst). ; 95(2): 181-193, 1997.

MacLennan, W.J., Hall, M.R., Timothy, J.I. *Postural hypotension in old age: is it a disorder of the nervous system or of blood vessels? Age and Ageing ; 9(1): 25-32, 1980.*

Macpherson, J.M., Fung, J., Jacobs, R. *Postural orientation, equilibrium, and the spinal cord*. Advances in Neurology ; 172: 227–232, 1997.

Macpherson, J.M. et Inglis, J.T. *Stance and balance following bilateral labyrinthectomy*. Progress in Brain Research ; 97: 219-228, 1993.

Macpherson, J.M. *Strategies that simplify the control of quadrupedal stance. I, II*. Journal of Neurophysiology ; 60(1): 204-231, 1988.

Macpherson, J.M., Rushmer, D.S., Dunbar, D.C. *Postural responses in the cat to unexpected rotations of the supporting surface: evidence for a centrally generated synergic organization*. Experimental Brain Research ; 62(1): 152-160, 1986.

Madigan, M.L. et Lloyd, E.M. *Age and stepping limb performance differences during a single-step recovery from a forward fall*. Journal of Gerontology serie A Biological Sciences and Medical Sciences ; 60(4): 481-485, 2005.

Magnus, R. *Body Posture (Körperstellung)*. Chapter 10. Van Harreveld A, ed Berlin: Springer Verlag ; pp.571–629, 1924.

Magoun, H.W., Atlas, D., Ingersoll, E.H., Ranson, S.W. *Associated Facial, Vocal and Respiratory Components of Emotional Expression: An Experimental Study*. Journal of Neurology and Psychopathology ; 17(67): 241-255, 1937.

Maki, B.E., Perry, S.D., Scovil, C.Y. *Interventions to Promote More Effective Balance- Recovery Reactions in Industrial Settings: New Perspectives on Footwear and Handrails*. Industrial Health ; 46: 40-50, 2008.

Maki, B.E., Kenneth, C., Cheng, C. *Preventing falls in older adults: New interventions to promote more effective change-in-support balance reactions*. Journal of Electromyography and Kinesiology ; 18: 243–254, 2008.

Maki, B.E. et McIlroy, W.E. *Cognitive demands and cortical control of human balance-recovery reactions*. Journal of Neural Transmission ; 114(10): 1279-1296, 2007.

Maki, B.E. et McIlroy, W.E. *Control of rapid limb movements for balance recovery: age-related changes and implications for fall prevention*. Age and Ageing ; 35(2): 12-18, 2006.

Maki, B.E. Zecevic, A. Bateni, H., Kirshenbaum, N. et al. *Cognitive demands of executing postural reactions: does aging impede attention switching?* Neuroreport ; 12(16): 3583-3587, 2001.

Maki BE, McIlroy WE. *Control of compensatory stepping reactions: age-related impairment and the potential for remedial intervention*. Physiotherapy Theory Pract ; 15: 69–90, 1999.

Maki, B.E. et McIlroy, W.E. *The Role of Limb Movements in Maintaining Upright Stance: The "Change-in-Support" Strategy*. Physical Therapy ; 77(5): 488-507, 1997.

Maki, B.E. *Gait changes in older adults: predictors of falls or indicators of fear*. The journal of the American geriatric society ; 45(3):313-320, 1997.

Maki, B.E. et McIlroy, W.E. *Postural control in the older adult*. Clin Geriatr Med ; 12: 635-658, 1996.

Maki, B.E., McIlroy, W.E., Perry, S.D. *Influence of lateral destabilization on compensatory stepping responses*. Journal of Biomechanics ; 29(3): 3435-3453, 1996.

- Maki, B.E., Holliday, P.J., Topper, A.K. *A prospective study of postural balance and risk of falling in an ambulatory and independent elderly population.* Journal of Gerontology ; 49: 72-84, 1994.
- Maki, B.E., Whitelaw, R.S., McIlroy, W.E. *Does frontal-plane asymmetry in compensatory postural responses represent preparation for stepping?.* Neuroscience Letters ; 149(1): 87-90, 1993.
- Manckoundia, P., Mourey, F., Perennou, D., Pfitzenmeyer, P. *Backward disequilibrium in elderly subjects.* Clinical Interv Aging ; 3: 667-672, 2008.
- Manckoundia, P., Mourey, F., Pfitzenmeyer, P., Hoecke, J.V. et al *Is backward disequilibrium in the elderly caused by an abnormal perception of verticality? A pilot study.* Clinical Neurophysiology ; 118: 786-793, 2007.
- Mansfield, A., Brian, E. Maki, B.E. *Are age-related impairments in change-in-support balance reactions dependent on the method of balance perturbation?.* Journal of Biomechanics ; 42: 1023-1031, 2009.
- Mansfield, A., Peters, A.L. Liu, B.A. Maki, B.E. *A perturbation-based balance training program for older adults: study protocol for a randomised controlled trial.* BMC Geriatrics ; 31: 7-12, 2007.
- Marigold, D.S., Weerdesteyn, V., Patla, A.E., Duysens, J. *Keep looking ahead? Re-direction of visual fixation does not always occur during an unpredictable obstacle avoidance task.* Experimental Brain Research ; 176(1): 32-42, 2007.
- Marigold, D.S et Patla A.E. *Strategies for Dynamic Stability During Locomotion on a Slippery Surface: Effects of Prior Experience and Knowledge.* Journal of Neurophysiology ; 88: 339-353, 2002.
- Marsden, C.D., Merton, P.A., Morton HB. *Human postural responses.* Brain. ; 104(3): 513-534, 1981.
- Masani, K., Sayenko, D.G., Vette, A.H. *What triggers the continuous muscle activity during upright standing? gait and posture ; 37: 72-77, 2013.*
- Massion, J. *Postural control system.* Current opinion in neurobiology ; 877-887, 1994.
- Massion J. *Movement, posture and equilibrium: Interaction and coordination.* Prog Neurobiology ; 38: 35-56, 1992.
- Mathias, S. Nayak, U.S. Isaacs, B. *Balance in elderly patients: the "get-up and go" test.* Archives of physical medicine and rehabilitation ; 67(6):387-389, 1986.
- Matthews, P.B. *The human stretch reflex and the motor cortex.* Trends in Neuroscience ; 14(3): 87-91, 1991.
- Matthews, P.B. *Observations on the time course of the electromyographic response reflexly elicited by muscle vibration in man.* Journal of Physiology ; 353: 447-461, 1984.
- Maurer, T., Mergner, B., Bolha, F., Hlavacka. *Human balance control during cutaneous stimulation of the plantar soles.* Neuroscience Letters ; 302: 45-48, 2001.
- Maylor, E.A. Wing, A.M. *Age differences in postural stability are increased by cognitive demands.* Journal of Gerontology and Psychiatric Science ; 51B :143-54, 1996.
- Mbongo, F., Tran Huy, P., Vidal, P.P., De Waele, C. *Relationship Between Dynamic Balance and Self-Reported Handicap in Patients Who Have Unilateral Peripheral Vestibular Loss.* Otology and Neurology. ; 28(7): 905-910, 2007.
- Mbongo, F., Patko, T., Vidal, P.P., Vibert, N. et al. *Postural control in patients with unilateral vestibular lesions is more impaired in the roll than in the pitch plane: a static and dynamic posturography study.* Audiology and Neurootology ; 10(5): 291-302, 2005.
- McAvay, G.J., Seeman, T.E., Rodin, J. *A longitudinal study of change in domain-specific self-efficacy among older adults.* J Gerontology B Psychology Sciences Sociales Sciences ; 1(5): 243-253, 1996.
- McClenaghan, B.A., Williams, H., Dickerson, J., Thombs, L. *Spectral signature of forces to discriminate perturbations in standing posture.* Clinical Biomechanics ; 9(1):21-27, 1994.
- McIlroy, W.E., Bishop, D.C., Staines, W.R. *Modulation of afferent inflow during the control of balancing tasks using the lower limbs.* Brain Research ; 961: 73-80, 2003.
- McIlroy, W.E. et Maki, B.E. *The control of lateral stability during rapid stepping reactions evoked by antero-posterior perturbation: does anticipatory control play a role?.* Gait and Posture ; 9: 190-198, 1999.
- McIlroy, W.E. Maki, B.E. *Age-related changes in compensatory stepping in response to unpredictable perturbations.* Journal of Gerontology ; 51A: M289-296, 1996.
- McIlroy, W.E. et Maki, B.E. *Adaptive changes to compensatory stepping responses.* Gait and Posture ; 3: 43-50, 1995.

- McIlroy, W.E. et Maki, B.E. *Early activation of arm muscles follows external perturbation of upright stance*. Neuroscience Letters ; 184: 177-180, 1995.
- McIlroy, W.E. et Maki, B.E. *The 'deceleration response' to transient perturbation of upright stance*, Neuroscience Letters ; 175: 13-16 1994
- McIlroy, W.E., Maki, B.E., Do, M.C. *APA precede compensatory stepping reactions evoked by perturbation?*. Neuroscience Letters; 164: 199-204, 1993.
- McIlroy, M.E. et Maki, B.E. *Age-related changes in compensatory stepping in response to unpredictable perturbations*. Journal of Gerontology ; 51, 1996.
- McIlroy, M.E. et Maki, B.E. *Changes in early "automatic" postural responses associated with the prior planning and execution of a compensatory step*. Brain Research ; 631: 202-211, 1993.
- McIntyre, J., Lipshits, M., Zaoui, M., Berthoz, A. et al. *Internal reference frames for representation and storage of visual information: the role of gravity*. Acta Astronautica ; 49(3-10): 111-121, 2001.
- McIntyre, J., Stratta, F., Lacquaniti, F. *Short-term memory for reaching to visual targets: psychophysical evidence for body-centered reference frames*. Journal of Neuroscience ; 18(20): 8423-8435, 1998.
- McKay, J.L. et Ting, L.H. *Functional muscle synergies constrain force production during postural tasks*. Journal of Biomechanics ; 41: 299-306, 2008.
- McKeon, P.O. et Hertel, J. *Diminished plantar cutaneous sensation and postural control*. Perceptual and Motor Skills ; 104(1): 56-66, 2007.
- McMurdo, M.E. Millar, A.M. Daly, F. *A randomized controlled trial of fall prevention strategies in old peoples' homes*. Gerontology ; 46(2):83-87, 2000.
- Menant, J.C. St George, R.J. Fitzpatrick, R.C. Lord, S.R. *Perception of the Postural Vertical and Falls in Older People*. Gerontology ; 58: 497-503, 2012.
- Menz, H.B. et Lord, S.R. *Footwear and postural stability in older people*. Journal of the American podiatric medical association ; 89(7):346-357, 1999.
- Menz, H.B. et Lord, S.R. *Gait instability in older people with hallux valgus*. Foot & Ankle International ; 26(6):483-489, 2005.
- Menz, H.B. Lord, S.T. McIntosh, A.S. *Slip resistance of casual footwear: implications for falls in older adults*. Gerontology ; 47(3):145-149, 2001.
- Mergner, T. et Rosemeier, T. *Interaction of vestibular, somatosensory and visual signals for postural control and motion perception under terrestrial and microgravity conditions--a conceptual model*. Brain Research review ; 28(1-2): 118-135, 1998.
- Merletti R, Lo, Conte, L.R., Cisar, C., Actis, M.V. *Age related changes in surface myoelectric signals*. Scandinavian Journal of Rehabilitation Medicine ; 24(1): 25-36, 1992.
- Meyer, P.F. et Oddsson, L.I. *Alternating-pulse iontophoresis for targeted cutaneous anesthesia*. Journal of Neuroscience Methods ; 125(1-2): 209-214, 2003.
- Meyns P., Bruijn S.M., Duysens J. *The how and why of arm swing during human walking*. Gait Posture. 2013
- Mille, M.L., Rogers, M.W., Martinez, K., Hedman, L.D. et al. *Thresholds for inducing protective stepping responses to external perturbations of human standing*. Journal of Neurophysiology ; 90: 666-674, 2003.
- Mille, M.L., Johnson, M.E., Martinez, K.M., Rogers, M.W. *Age-dependent differences in lateral balance recovery through protective stepping*. Clinical Biomechanics ; 20(6): 607-616, 2005.
- Ming, W.u. Linhong, J.i. Dewen, J. Pai, Y.C. *Minimal step length necessary for recovery of forward balance loss with a single step*. Journal of Biomechanics ; 40: 1559-1566, 2007.
- Ming-Hsia, H. et Woollacott, M. H. *Multisensory training of standing balance in older adults*. Kinematic & EMG postural responses. Journal of Gerontology: Medical Sciences ; 49(2): 62-71, 1994
- Misiaszek, J.E. et Krauss, E.M. *Restricting arm use enhances compensatory reactions of leg muscles during walking*. Experimental Brain Research ; 161: 474-485, 2005.
- Missaoui, B. et Thoumie, P. *Balance training in ataxic neuropathies. Effects on balance and gait parameters*. Gait and Posture ; 38(3): 471-476, 2013.
- Mittelstaedt, H. *Origin and processing of postural information*. Neuroscience Biobehavioural Revue ; 22: 473-478, 1998.

- Mittelstaedt, H. *Somatic versus vestibular gravity reception in man*. Annals of the New York Academy of Science ; 656: 124-139, 1992.
- Mittelstaedt, H. *A new solution to the problem of the subjective vertical*. Naturwissenschaften ; 70(6): 272-281, 1983.
- Moberg, E. *The role of cutaneous afferents in position sense, kinaesthesia, and motor function of the hand*. Brain ; 106(1): 1-19, 1983.
- Mochizuki, G., Sibley, K.M., Cheung, H.J., McIlroy, W.E. *Cortical activity prior to predictable postural instability: Is there a difference between self-initiated and externally-initiated perturbations?* Brain Research ; 2009.
- Mohapatra, S. et Krishnan, V. Aruin, A.S. *Postural control in response to an external perturbation: effect of altered proprioceptive information*. Experimental Brain Research ; 217: 197–208 2012.
- Moore, S.P., Rushmer, D.S., Windus, S.L., Nashner, L.M. *Human automatic postural responses: responses to horizontal perturbations of stance in multiple directions*. Experimental Brain Research ; 73(3): 648-58, 1988.
- Moorhouse, K.M. et Granata, K.P. *Role of reflex dynamics in spinal stability : intrinsic muscle stiffness alone is insufficient for stability*. Journal of Biomechanics ; 40(5): 1058-1065, 2007.
- Mouchnino, L., Aurenty, R., Massion, J., Pedotti, A. *Coordination between equilibrium and head-trunk orientation during leg movement: a new strategy build up by training*. Journal of Neurophysiology ; 67(6): 1587-1598, 1992.
- Mounier-Kuhn, P. et Guerrier, Y. *Vieussens and the anatomy of the ear*. Acta Otorhinolaryngology Belgium.; 36(6): 1029-1038, 1982.
- Murphy J. et Isaacs, B. *The post-fall syndrome. A study of 36 elderly patients*. Gerontology; 28(4):265-70, 1982.
- Murray, M.P., Seireg, A., Scholz, R.C. *Center of gravity, center of pressure, and supportive forces during human activities*. Journal of Applied Physiology ; 23(6): 831-838, 1967.
- Naghavi, H.R. et Nyberg, L. *Common fronto-parietal activity in attention, memory, and consciousness: shared demands on integration?* Consciousness and Cognition ; 14(2): 390-425, 2005
- Nakamura, T., Meguro, K., Yamazaki, H., Okuzumi, H. et al. *Postural and gait disturbance correlated with decreased frontal cerebral blood flow in Alzheimer disease*. Alzheimer Diseases and Associated Disorders ; 11(3): 132-139, 1997.
- Nakamura, T., Meguro, K., Sasaki, H. *Relationship between falls and stride length variability in senile dementia of the Alzheimer type*. Gerontology ; 42(2):108-113, 1996.
- Nankaku, M., Kanzaki, H., Tsuboyama, T. Nakamura, T. *Evaluation of hip fracture risk in relation to fall direction*. Osteoporosis International ; 16(11):1315-1320, 2005.
- Nardone, A., Giordano, A., Corra, T., Schieppati, M. *Responses of leg muscles in humans displaced while standing. Effects of types of perturbation and of postural set*. Brain ; 113: 65–84, 1990.
- Nashner, L.M. et Diener, H.C. *Postural strategies associated with somatosensory and vestibular loss*. Experimental Brain Research ; 82: 167-177, 1990.
- Nashner, L.M. et McCollum, G. *The organization of human postural movements: a formal basis and experimental synthesis*. Behavioral and Brain Sciences ; 8: 135-172, 1985.
- Nashner, L.M. et Cordo, P.J. *Relation of automatic postural responses and reaction-time voluntary movements of human leg muscles*. Experimental Brain Research ; 43: 395–405, 1981.
- Nashner, L.M. *Balance adjustments of humans perturbed while walking*. Journal Neurophysics ; 44(4): 650-663, 1980.
- Nashner, L.M. et Berthoz, A. *Visual contribution to rapid motor responses during postural control*. Brain Research ; 150: 403-407, 1978.
- Nashner, L.M. *Fixed patterns of rapid postural responses among leg muscles during stance*. Experimental Brain Research ; 30: 13-24, 1977.
- Nashner, L.M. *Adapting reflexes controlling the human posture*. Experimental Brain Research ; 26: 59-72, 1976.
- Navon, D., Gopher, D., Chillag, N., Spitz, G. *On separability of and interference between tracking dimensions in dual-axis tracking*. Journal of Motor Behaviour ; 16(4): 364-391, 1984.
- Nelson, J.M. Dufraux, K. Cook, P.F. *The relationship between glycemic control and falls in older adults*. Journal of the American Geriatrics Society ; 55(12):2041-2044, 2007.

- Nelson-Wong, E. Appell, R. McKay; M. Nawaz, H. et al. *Increased fall risk is associated with elevated co-contraction about the ankle during static balance challenges in older adults*. *European Journal of Applied Physiology* ; 112(4): 1379-1389, 2012.
- Nevitt, M.C. et Cummings, S.R. *Type of fall and risk of hip and wrist fractures: the study of osteoporotic fractures*. *Journal of the American Geriatrics Society* ; 41(11): 1226-1234, 1993.
- Nevitt, M.C., Cummings, S.R., Hudes, E.S. *Risk factors for injurious falls: a prospective study*. *Journal of Gerontology* ; 46(5): 164-170, 1991.
- Newell KM. *On task and theory specificity*. *Journal of Motor Behaviour* ; 21(1):92-6, 1989.
- Norrie, R.G., Maki, B.E., Staines, W.R., McIlroy, W.E. *The time course of attention shifts following perturbation of upright stance*. *Experimental Brain Research* ; 146(3): 315-321, 2002.
- Northridge, M.E. Nevitt, M.C. Kelsey, J.L. Link, B. *Home hazards and falls in the elderly: the role of health and functional status*. *American journal of public health* ; 85(4):509-515 , 1995.
- Nougier, V., Bard, C., Fleury, M., Teasdale, N. *Contribution of central and peripheral vision to the regulation of stance: developmental aspects*. *Journal of Experimental Child Psychology* ; 68(3): 202-215, 1998.
- Noury, N., Fleury, A., Bourke, A.K., Laighin, G.O. et al. *Fall detection*. *Principles and Methods Issue* ; 22-26, 2007.
- Nordez, A., Gallot, T., Catheline, S., Guével, A. et al. *Electromechanical delay revisited using very high frame rate ultrasound*. *Journal of Applied Physiology* ; 106(6): 1970-1975, 2009.
- Nutt, J.G. Marsden, C.D. Thompson, P.D. *Human walking and higher-level gait disorders, particularly in the elderly*. *Neurology* ; 43(2):268-279, 1993.
- Oates, A.R., Frank, J.S., Patla, A.E. *Control of dynamic stability during adaptation to gait termination on a slippery surface*. *Experimental Brain Research* ; 201: 47-57, 2010.
- Oddsson, L., Boissy, P., Melzer, I. *How to Improve Gait and Balance Function in Elderly Individuals-Compliance with Principles of Training*. *Academic Literature Review*. *European Review of Aging and Physical Activity* ; 4: 1813-1861, 2007.
- Oliver, D., Daly, F., Martin, F.C., McMurdo, M.E. *Risk factors and risk assessment tools for falls in hospital in-patients: a systematic review*. *Age and Ageing* ; 33(2): 122-130, 2004.
- OMS. *Les Chutes*. a-m ; 344, 2012.
- O'Neill, T.W., Varlow, J., Silman, A.J., Reeve, J., Reid, D.M. et al. *Age and sex influences on fall characteristics*. *Annals of the Rheumatic Diseases*. ; 53(11): 773-775, 1994.
- Oude Nijhuis, L.B. Allum, J.H.J. Valls-Solé, J. Overeem, S. et al. *First trial postural reactions to unexpected balance disturbances: a comparison with the acoustic startle reaction*. *Journal of Neurophysiology* ; 104(5): 2704-2712, 2010.
- Oude Nijhuis, L.B. Allum, J.H.J., Borm, G.F. Honegger, F. et al. *Directional Sensitivity of "First Trial" Reactions in Human Balance Control*. *Journal of Neurophysiology* ; 101: 2802-2814, 2009.
- Owings, T.M., Pavol, M.J., Grabiner, M.D. *Mechanisms of failed recovery following postural perturbations on a motorized treadmill mimic those associated with an actual forward trip*. *Clinical Biomechanics* ; 16(9): 813-819, 2001.
- Pai, Y.C., Bhatt, T., Wang, E., Espy, D. et al. *Inoculation Against Falls: Rapid Adaptation By Young And Older Adults To Slips During Daily Activities*. *Archives of Physical Medicine Rehabilitation* ; 91(3): 452-459, 2010.
- Pai, Y.C., Maki, B.E., Iqbal, McIlroy, W.E. et al. *Thresholds for step initiation induced by support surface tsl : a dynamic CM model provides much better prediction than a static model*. *Journal of Biomechanics* ; 33: 387-392, 2000.
- Pai, Y.C. et Iqbal. *Simulated mvt termination for balance recovery : can mvt strategies be sought to maintain stability in the presence of slipping or forced sliding ?* *Journal of Biomechanics* ; 32: 779-786, 1999.
- Pai, Y.C., Rogers, M.W., Patton, J. *Static versus dynamic predictions of protective stepping following waist-pull perturbations in young and older adults*. *Journal of Biomechanics* ; 31, 1998.
- Pai, Y.C. et Patton J., *Center of Mass Velocity-Position predictions for balance control*. *Journal of Biomechanics* ; 30(4): 347-354, 1997.
- Paige, G.D. *Senescence of human visual-vestibular interactions: smooth pursuit, optokinetic, and vestibular control of eye movements with aging*. *Experimental Brain Research* ; 98(2): 355-372, 1994.

Paillard J. *Le pilotage du moteur musculaire : La contribution des neurosciences à l'étude des activités physiques et sportives* In : *Eléments de Neurobiologie des comportements moteurs*, G. AZEMAR, H. RIPOLL (eds), pp9-35. Editions INSEP Paris, 1982.

Paillard, J. Motor neglect: issues and prospects. *Revue de Neurologie (Paris)* ; 146(10): 600-11, 1990.

Paillard, J. *Neural coding of motor commands*. *Revue d'Electroencephalographie et de Neurophysiologie Clinique* ; 6(4): 453-472, 1976.

Palluel, E., Ceyte, H., Olivier, I., Nougier, V. *Anticipatory postural adjustments associated with a forward leg raising in children: effects of age, segmental acceleration and sensory context*. *Clinical Neurophysiology* ; 119(11): 2546-2554, 2008.

Papaxanthis, C., Pozzo, T., McIntyre, J. *Kinematic and dynamic processes for the control of pointing movements in humans revealed by short-term exposure to microgravity*. *Neuroscience* ; 135(2): 371-383, 2005.

Papaxanthis, C., Pozzo, T., Popov, K.E., McIntyre, J. *Hand trajectories of vertical arm movements in one-G and zero-G environments. Evidence for a central representation of gravitational force*. *Experimental Brain Research* ; 120(4): 496-502, 1998.

Park, S., Fay, B., Horak, F.B., Arthur, D. et al. *Postural feedback responses scale with biomechanical constraints in human standing*. *Experimental Brain Research* ; 154: 417-427, 2004.

Patel, M., Fransson, P.A., Magnusson, M. *Effects of Ageing on Adaptation during Vibratory Stimulation of the Calf and Neck Muscles*. *Gerontology* ; 55: 82-91, 2009.

Patel, M., Magnusson, M., Kristinsdottir, E., Fransson, P.A. *The contribution of mechanoreceptive sensation on stability & adaptation in the young and elderly*. *European Journal of Applied Physiology* ; 105: 167-173, 2009.

Patenaude, I., St-Onge, N., Fung, *Whiplash-associated disorders affect postural reactions to antero-posterior support surface translations during sitting*. *Gait and Posture* ; 29: 603-611, 2009.

Patla, A.E., Ishac, M.G., Winter, D.A. *Anticipatory control of center of mass and joint stability during voluntary arm movement from a standing posture: interplay between active and passive control*. *Experimental Brain Research* ; 143(3): 318-27, 2002.

Paulus, W.M. Straube, A. Brandt, T. *Visual stabilization of posture. Physiological stimulus characteristics and clinical aspects*. *Brain* ; 107(4): 1143-63, 1984.

Pavlik, A.E., Inglis, J.T., Lauk, M., Oddsson, L. et al. *The effects of stochastic galvanic vestibular stimulation on human postural sway*. *Experimental Brain Research* ; 124(3): 273-280, 1999.

Pavol, M.J. et Pai, Y.-C. *Feedforward adaptations are used to compensate for a potential loss of balance*. *Experimental Brain Research* ; 145: 528-538, 2002.

Pavol, M.J., Runtz, E.F., Edwards, B.J., Pai, Y.C. *Age influences the outcome of a slipping perturbation during initial but not repeated exposures*. *Journal of Gerontology* ; 57: M496-503, 2002.

Pavol, M.J., Owings, T.M., Foley, K.T., Grabiner, M.D. *Influence of lower extremity strength of healthy older adults on the outcome of an induced trip*. *Journal of the American Geriatrics Society* ; 50: 256-262, 2002.

Pavol, M.J., Owings, T.M., Foley, K.T., Mark, D. et al. *Mechanisms Leading to a Fall From an Induced Trip in Healthy Older Adults*. *Journal of Gerontology: Medical Sciences* ; 56(7): 428-437, 2002

Pedotti, A., Crenna, P., Deat, A., Frigo, C. et al. *Postural synergies in axial movements: short and long-term adaptation*. *Experimental Brain Research* ; 74(1): 3-10, 1989.

Pérennou, D.A., Mazibrada, G., Chauvineau, V., Greenwood, R. et al. *Lateropulsion, pushing and verticality perception in hemisphere stroke: a causal relationship?* *Brain* ; 131(9): 2401-13, 2008.

Perry, S.D., McIlroy, W.E., Maki, B.E. *The role of plantar cutaneous mechanoreceptors in the control of compensatory stepping reactions evoked by unpredictable, multi-directional perturbations*. *Brain Research* ; 877: 401-406, 2000.

Perry J. *Gait analysis - Normal and Pathological Function*. SLACK Incorporated, Thorofare. ISBN 978-1-55642-192-1, 1992.

Peterka, R.J. *Sensorimotor integration in human postural control*. *Journal of Neurophys.*; 88:1097-1098, 2002.

Pfitzenmeyer, P. Mourey, F. Tavernier, B. Camus, A. *Psychomotor desadaptation syndrome*. *Archive of Gerontology and Geriatrics*; 28(3):217-225, 1999.

Pijnappels, M., Bobbert, M.F., Van.Dieën, J.H. *Push-off reactions in recovery after tripping discriminate young subjects, older non-fallers and older fallers*. *Gait Posture* ; 21(4): 288-394, 2005.

- Pijnappels, M., Bobbert, M.F., Van.Dieën, J.H. *How early reactions in the support limb contribute to balance recovery after tripping.* Journal of Biomechanics ; 38: 627–634, 2005.
- Pijnappels, M., Bobbert, M.F., Van.Dieën, J.H. *Contribution of the support limb in control of angular momentum after tripping.* Journal of Biomechanics ; 2004.
- Pijnappels, M., Bobbert, M.F., Van.Dieën, J.H. *Changes in walking pattern caused by the possibility of a tripping reaction.* Gait and Posture ; 14: 11–18, 2001.
- Pluijm, S.M., Smit, J.H., Tromp, E.A., Stel, V.S. et al. *A risk profile for identifying community-dwelling elderly with a high risk of recurrent falling: results of a 3-year prospective study.* Osteoporosis International ; 17(3): 417-425, 2006.
- Podsiadlo, D. Richardson, S. *The timed "Up & Go": a test of basic functional mobility for frail elderly persons.* Journal of the American Geriatrics Society ; 39(2):142-148, 1991.
- Popovic, M. et Pappas, I.P. *Stability criterion for controlling standing in able-bodied subjects.* Journal of Biomechanics ; 33(11): 1359-1368, 2000.
- Posner, M.I. *Orienting of attention.* Quarterly Journal of Experimental Psychology ; 32(1): 3-25, 1980.
- Posner, M.I., Snyder, C.R., Davidson, B.J. *Attention and the detection of signals.* Journal of Experimental Psychology ; 109(2): 160-174, 1980.
- Pozzo, T., Berthoz, A., Lefort, L. *Head stabilization during various locomotory tasks in humans 1. Normal subjects.* Experimental Brain Research ; 82: 97-106, 1990.
- Precht, W. *Visual-vestibular interaction in vestibular neurons: functional pathway organization.* Annals of the New York Academy of Science ; 374: 230-248, 1981.
- Preuss, R. et Fung, J. *Musculature and biomechanics of the trunk in the maintenance of upright posture.* Journal of Electromyography and Kinesiology ; 18: 815–828, 2008.
- Prévention des chutes accidentelles chez la personne âgée Recommandations*
- Priplata, A.A., Niemi, J.B., Harry, J.D., Lipsitz, L.A. et al. *Vibrating insoles and balance control in elderly people.* Lancet ; 362(9390): 1123-1124, 2003.
- Prochazka, A. *Sensorimotor gain control: a basic strategy of motor systems?.* Progress in Neurobiology ; 33(4): 281–307, 1989.
- Proske, U. *Kinesthesia: the role of muscle receptors.* Muscle Nerve ; 34(5): 545-558, 2006.
- Prudham, D. et Evans, J.G. *Factors associated with falls in the elderly: a community study.* Age and Ageing ; 10(3): 141-146, 1981.
- Quant, S., Adkin, A.L., Staines, W.R., Maki, B.E. et al. *The effect of a concurrent cognitive task on cortical potentials evoked by unpredictable balance perturbations.* BMC Neuroscience ; 17: 5–18, 2004.
- Quant, S., Adkin, A.L., Staines, W.R., McIlroy, W.E. *Cortical activation following a balance disturbance.* Experimental Brain Research ; 155: 393–400, 2004.
- Quant, S., Maki, B.E., Verrier, M.C., McIlroy, W.E. *Passive and active lower-limb mvts delay upper-limb balance reactions.* Motor Systems NeuroReport ; 12: 2821-2825, 2001.
- Quintern, J., Berger, W., Dietz, V. *Compensatory reactions to gait perturbations in man: short- and long-term effects of neuronal adaptation.* Neuroscience Letters ; 62: 371–376, 1985.
- Rankin, J.K., Woollacott, M.H., Shumway-Cook, A. et al. *Cognitive Influence on Postural Stability: A Neuromuscular Analysis in Young and Older Adults.* Journal of Gerontology, Medical Sciences ; 55(3): 112–119, 2000.
- Raymond JE, Shapiro KL, Arnell KM. *Temporary suppression of visual processing in an RSVP task: an attentional blink?* J Exp Psychol Hum Percept Perform. 18(3):849-60, 1992.
- Redfern, M.S., Talkowski, M.E. Jennings, J.R. Furman, J.M. *Cognitive influences in postural control of patients with unilateral vestibular loss.* Gait and Posture ; 19(2): 105-114. 2004.
- Redfern, M.S., Martijn, L.T.M., Müller, J. Jennings, R. et al. *Attentional Dynamics in Postural Control During Perturbations in Young and Older Adults.* Gait and Posture ; 1-11, 2003.
- Redfern, M.S., Jennings, J.R., Furman, J.M. *Attention influences sensory integration for postural control in older adults.* Gait and Posture ; 14, 2001.

- Riemann, B.L. et Lephart, S.M. *The sensorimotor system, Part I, II*. Journal of Athletic Training ; 37(1): 71-84, 2002.
- Rietdyk, S., Patla, A.E., Winter, D.A., Ishac, M.G. et al. *Balance recovery from medio-lateral perturbations of the upper body during standing*. Journal of Biomechanics ; 32: 1149-1158, 1999.
- Riley, M.A., Wong, S., Mitra, S., Turvey, M.T. *Common effects of touch and vision on postural parameters*. Experimental Brain Research ; 117(1): 165-170, 1997.
- Robert T. Thèse doctorale : « *Analyse biomécanique du maintien de l'équilibre debout suite à une accélération transitoire de la surface d'appui - Application à l'amélioration de la protection des passagers de transports en commun* », 2006.
- Robert T., Chèze L., Verriest R. *Joint forces and moments calculation for a 3D whole body model during complex movement. Application to the balance recovery movement following a support surface translation*
- Robert T, Chèze L, Dumas R, Verriest JP. *Validation of net joint loads calculated by inverse dynamics in case of complex movements: application to balance recovery movements*. J Biomech. ; 40 (11) : 2450-6, 2007
- Robert-Bobée, I. *Projections de population pour la France métropolitaine à l'horizon 2050 La population continue de croître et le vieillissement se poursuit*, Insee Premiere ; 1089, 2006.
- Robinovitch, S. et Hsiao, E. *A Common protective movements govern unexpected falls from standing height*. Journal of Biomechanics ; 31, 1998
- Rogers, M.W., Hedman, L.D., Johnson, M.E. Cain T.D. et al. *Lateral stability during forward-induced stepping for dynamic balance recovery in young and older adults*. Journal of Gerontology Series A, Biological Sciences and Medical Sciences ; 56(9): 589-594, 2001.
- Rogers, M.W., Kukulka, C.G., Brunt, D., Cain T.D. et al. *The influence of stimulus cue on the initiation of stepping in young and older adults*. Archives of Physical Medicine and Rehabilitation ; 82(5): 619-624, 2001.
- Rogers, M.W., Wardman, D.L. Lord, S.R., Fitzpatrick, R.C. *Passive tactile sensory input improves stability during standing*. Experimental Brain Research ; 136(4): 514-522, 2001.
- Rogers, M.W., Hain, T.C., Hanke, T.A., Janssen, I. *Stimulus parameters and inertial load: effects on the incidence of protective stepping responses in healthy human subjects*. Archives of Physical Medicine and Rehabilitation ; 77(4): 363-368, 1996
- Rogers, M.W. et Pai, Y.C. *Dynamic transitions in stance support accompanying leg flexion movements in man*. Experimental Brain Research ; 81(2): 398-402, 1990.
- Roll, J.P., Gilhodes, J.C., Roll, R. *Kinesthetic illusions as tools in understanding motor imagery*. Behavioral and Brain Sciences ; 17: 220-221, 1994.
- Roll, R., Kavounoudias, A., Roll, J.P. *Cutaneous afferents from human plantar sole contribute to body posture awareness*. Neuroreport ; 13: 1957-1961, 2002.
- Romick-Allen, R. et Schultz, A.B. *Biomechanics of reactions to impending falls*. Journal of Biomechanics ; . 21(7): 591-600, 1988.
- Rönqvist, L., Hopkins, B., Van.der.Emmerik, R., Groot, L. *Lateral biases in head turning and the Moro response in the human newborn: are they both vestibular in origin?* Developmental psychobiology ; 33(4): 339-349, 1998.
- Roos, P.E., McGuigan, M.P., Kerwin, D.G., Trewartha, G. *The role of arm movement in early trip recovery in younger and older adults*. Gait and Posture ; 27(2): 352-6, 2008.
- Rosengren, K.S., Rajendran, K., Contakos, J., Chuang, L.L. et al. *Changing control strategies during standard assessment using computerized dynamic posturography with older women*. Gait and Posture ; 25(2): 215-21, 2007.
- Rosenthal, U. et Rubin, W. *Degenerative changes in the human vestibular sensory epithelia*. Acta Otolaryngologica ; 79(1-2): 67-80, 1975.
- Rowell, L. (eds) Handbook of physiology. Exercise: regulation and integration of multiple systems. Oxford University Press, New York. pp 255-292
- Rubenstein, L.Z. *Falls in older people: epidemiology, risk factors and strategies for prevention*. Age and Ageing ; 35 (Suppl 2): 37-41, 2006.
- Rubenstein, L.Z. et Josephson, K.R. *The epidemiology of falls and syncope*. Clinics in Geriatric Medicine ; 18(2): 141-58, 2002.
- Runge, C.F., Shupert, C.L., Horak, F.B., Zajac, F.E. *Ankle and hip postural strategies defined by joint torques*. Gait and Posture ; 10(2): 161-70, 1999.

- Runge, C.F., Shupert, C.L., Horak, F.B., Zajac, F.E. *Role of vestibular information in initiation of rapid postural responses*. Experimental Brain Research ; 122(4): 403-412, 1998.
- Rymill, S J. et Dodgson, N.A. *A Psychologically-Based Simulation of Human Behaviour*. Theory and Practice of Computer Graphics ; 35-42, 2005.
- Ryynänen, O.P., Kivelä, S.L., Honkanen, R., Laippala, P. *Falls and lying helpless in the elderly*. Zeitschrift fur Gerontology; 25(4): 278-282, 1992.
- Ryynänen, O.P., Kivelä, S.L., Honkanen, R., Laippala, P. *Recurrent elderly fallers*. Scandinavian Journal of Primary Health Care ;10(4): 277-283, 1992.
- Sanegre, M.T., Castellote, J.M., Haggard, P., Valls-Solé, J. *The effects of a startle on awareness of action*. Experimental Brain Research ; 155(4): 527-531, 2004.
- Schieppati, M., Nardone, A., Siliotto, R., Grasso, M. *Early and late stretch responses of human foot muscles induced by perturbation of stance*. Experimental Brain Research ; 105(3): 411-422, 1995.
- Schindler, I., Rice, N.J., McIntosh, R.D., Rossetti, Y. et al. *Automatic avoidance of obstacles is a dorsal stream function: evidence from optic ataxia*. Nature Neuroscience ; 7(7): 779-784, 2004.
- Schmidt R. *Motor Control and Learning*. Champaign, IL: Human Kinetics; 1982.
- Schneider, C. et Chong, R.K.Y.. *Factors influencing the quick onset of stepping following postural perturbation*. Journal of Biomechanics ; 32: 795-802, 1999.
- Schulz, B.W., Ashton-Miller, J.A., Alexander, N.B. *Can initial and additional compensatory steps be predicted in young, older, and balance-impaired older females in response to anterior and posterior waist pulls while standing?* Journal of Biomechanics ; 39(8): 1444-1453, 2006.
- Schulz, B.W., Ashton-Miller, J.A., Alexander, N.B. *Compensatory stepping in response to waist pulls in balance-impaired and unimpaired women*. Gait and Posture ; 22(3): 198-209, 2005.
- SFDRMG - HAS *Prévention des chutes accidentelles chez la personne âgée Recommandations*; Service des recommandations professionnelles, 2005.
- Shapiro, A. et Melzer, I. *Balance perturbation system to improve balance compensatory responses during walking in old persons*. Journal of Neuroengineering and Rehabilitation ; 7:32, 2010.
- Shaw, F.E., Bond, J., Richardson, D.A., Dawson, P. et al. *Multifactorial intervention after a fall in older people with cognitive impairment and dementia presenting to the accident and emergency department: randomised controlled trial*. BMJ ; 326: 73-80, 2003.
- Shaw, F.E. *Falls in cognitive impairment and dementia*. Clinics in Geriatric Medicine. ; 18(2): 159-173, 2002.
- Shaw, F.E. Kenny, R.A. *Can falls in patients with dementia be prevented?* Age and ageing ; . 27(1):7-9, 1998.
- Sheridan, P.L., Solomont, J., Kowall, N., Hausdorff, J.M. *Influence of executive function on locomotor function: divided attention increases gait variability in Alzheimer's disease*. Journal of the American Geriatric Society ; 51(11): 1633-1637, 2003.
- Sherrington, C., Menz, H.B. *An evaluation of footwear worn at the time of fall-related hip fracture*. Age and ageing ; . 32(3):310-314, 2003.
- Sherrington, C.S. *Flexion-reflex of the limb, crossed extension-reflex, and reflex stepping and standing*. Journal of Physiology ; 40: 28-121, 1910.
- Shinya, M., Fujii, S. Oda, S. *Corrective postural responses evoked by completely unexpected loss of ground support during human walking*. Gait and Posture ; 29(3): 483-487, 2009.
- Shumway-Cook, A., Woollacott, M., Kerns, K., Baldwin, M. *The effects of two types of cognitive tasks on postural stability in older adults with and without a history of falls*. Journals of Gerontology ; 52(4): 232-240, 1997.
- Shupert, C.L. et Horak, F.B. *Adaptation of postural control in normal and pathologic ageing: implications for fall prevention programs*. Journal of Applied Biomechanics ; 15: 64-74, 1999.
- Sibley, K.M., Mochizuki, G., McIlroy, W.E. *Perturbation-evoked electrodermal activity responds to instability, not just motor or sensory drives*. Clinical Neurophysiology ; 120(3): 619-625, 2009.
- Siegmund, G.P., Blouin, J.S., Inglis, J.T. *Does startle explain the exaggerated first response to a transient perturbation?*. Exercise and Sport Science Reviews ; 36(2): 76-82, 2008.
- Siegmund, G.P., King, D.J., Lawrence, J.M., Wheeler, J.B. et al. *Head/neck kinematic response of human subjects in low-speed rear-end collisions (973341)*. Proceedings 41st Stapp Car Crash Conf ; 41: 357-385, 1997.

- Siegmund, G.S., Sanderson, D.J., Inglis, J.T. *The effect of perturbation acceleration and advance warning on the neck postural responses of seated subjects*. *Experimental Brain Research* ; 144: 314–321, 2002.
- Simoneau, M., Teasdale, N., Bourdin, C., Bard, C. et al. *Aging and postural control: postural perturbations caused by changing the visual anchor*. *Journal of the American Geriatrics Society* ; 47(2): 235-240, 1999.
- Skinner, H.B., Barrack, R.L., Cook, S.D. *Age-related decline in proprioception*. *Clinical Orthopaedics and Related Research* ; (184): 208-211, 1984.
- Slobounov, S., Slobounova, E., Newell, K. *Virtual time-to-collision and human postural control*. *Journal of Motor Behaviour* ; 29: 263-281, 1997.
- Slobounov, S., Hallett, M., Stanhope, S., Shibasaki, H. *Role of cerebral cortex in human postural control. an EEG study*. *Clinical Neurophysiology* ; 116(2): 315–323, 2005.
- Sloman, L., Berridge, M., Homatidis, S., Hunter, D. et al. *Gait patterns of depressed patients and normal subjects*. *American journal of psychiatry* ; 139(1):94-97, 1982.
- Smeesters, C., Hayes, W.C., McMahon, T.A. *Disturbance type and gait speed affect fall direction and impact location*. *Journal of Biomechanics* ; 34(3): 309-317, 2001.
- Smeesters, C., Hayes, W.C., McMahon, T.A. *The threshold trip duration for which recovery is no longer possible is associated with strength and reaction time*. *Journal of Biomechanics* ; 34(5): 589-595, 2001.
- Smulders E., van Lankveld W., Laan R., Duysens J., Weerdesteyn V. *Does osteoporosis predispose falls? A study on obstacle avoidance and balance confidence*. *Musculoskelet Disord*. 3: 12:1., 2011.
- Smulders E., Weerdesteyn V., Groen B.E., Duysens J., Eijsbouts A., Laan R., van Lankveld W. *Efficacy of a short multidisciplinary falls prevention program for elderly persons with osteoporosis and a fall history: a randomized controlled trial*. *Arch Phys Med Rehabil*. ; 91(11) : 1705-11, 2010.
- Snyder, L. *This way up: illusions and internal models in the vestibular system*. *Nature and Neuroscience*.. 2(5): 396-398, 1999.
- Soechting, J.F. et Flanders, M. *Sensorimotor representations for pointing to targets in three-dimensional space*. *Journal of Neurophysiology* ; 62(2): 582-594, 1989.
- Solomonow, M., Zhou, B.H., Harris, M., Baratta, R.V. *The ligamento-muscular stabilizing system of the spine*. *Spine (Phila Pa 1976)* ; 23(23): 2552-2562, 1998.
- Speechley, M. et Tinetti, M. *Falls and injuries in frail and vigorous community elderly persons*. *Journal of the American Geriatrics Society* ; 39(1): 46-52, 1991.
- Spoor, F. et Zonneveld, F. *Comparative review of the human bony labyrinth*. *Yearbook of Physical Anthropology* ; 41: 211-251, 1998.
- Srinivasan, S. Jun.Han, Lal, D. Gacic, A. *Towards automatic detection of falls using wireless sensors*. *IEEE Engineering in Medicine and Biology Society Conference Proceedings* ; 1379–1382, 2007.
- Stein, R.B. et Bawa, P. *Reflex responses of human soleus muscle to small perturbations*. *Journal of Neurophysiology* ; 39(5): 1105-1116, 1976.
- Stel, V.S. Pluijm, S.M. Deeg, D.J. Smit, J.H. Et al. *A classification tree for predicting recurrent falling in community-dwelling older persons*. *Journal of the American Geriatrics Society* ; .51(10):1356-1364, 2003.
- Stelmach, G.E. Zalaznik, H.N. Lowe, D. *The influence of aging and attentional demands on recovery from postural instability*. *Aging* ; 2 : 155–61, 1990.
- Stelmach, G.E. et Worringham, C.J. *Sensorimotor deficits related to postural stability. Implications for falling in the elderly*. *Clinics in Geriatric Medicine* ; 1(3): 679-694, 1985.
- Stend, D., Perrya, B., McIlroy, W. E., Brian, D. et al. *The role of plantar cutaneous mechanoreceptors in the control of compensatory stepping reactions evoked by unpredictable, multi-directional perturbation*. *Brain Research-Short communication* ; 877: 401–406, 2000.
- Strand, S., Deary, I.J., Smith, P. *Sex differences in cognitive abilities test scores: a UK national picture*. *British Journal of Educational Psychology* ; 76(3): 463-80, 2006.
- Streepey, J.W., Kenyon, R.V., Keshner, E.A. *Field of view and base of support width influence postural responses to visual stimuli during quiet stance*. *Gait and Posture* ; 25: 49–55, 2007.
- Sturnieks, D.L., Menant J., Delbaere K., Vanrenterghem J., Rogers M.W., Fitzpatrick R.C., Lord S.R. *Force-controlled balance perturbations associated with falls in older people: a prospective cohort study*. *PLoS One* ; 8(8), 2013.

- Sturnieks, D.L., Menant, J., Vanrenterghem, J., Delbaere, K. et al. *Sensorimotor and neuropsychological correlates of force perturbations that induce stepping in older adults*. *Gait and Posture* ; 36(3): 356-360, 2012.
- Sundermier, L. Woollacott, M.H., Jensen J.L., Moore, S. *Postural sensitivity to visual flow in aging adults with and without balance problems*. *Journal of Gerontology series A Biological Science and Medical Science* ; 51(2): 45-52, 1996.
- Tan, J.S., Eng, J.J. Robinovitch, S.N., Warnick, B. *Wrist impact velocities are smaller in forward falls than backward falls from standing*. *Journal of Biomechanics* ; 39(10): 1804-1811, 2006.
- Tang, P.F. et Woollacott, M.H. *Inefficient postural responses to unexpected slips during walking in older adults*. *Journal of Gerontology Serie A* ; 53 (6): 471-480, 1998.
- Tardieu, C., Dumitrescu, M., Giraudeau, A., Blanc, J.L. et al. *Dental occlusion and postural control in adults*. *Neuroscience Letters* ; 450(2): 221-224, 2009.
- Taube, W., Schubert, M., Gruber, M., Beck, S. et al. *Direct corticospinal pathways contribute to neuromuscular control of perturbed stance*. *Journal of Applied Physiology* ; 101: 420-429, 2006.
- Teasdale, N. et Simoneau, M. *Attentional demands for postural control: the effects of ageing and sensory reintegration*. *Gait and Posture* ; 14: 203-210, 2001.
- Teasdale, N., Stelmach, G.E., Breunig, A. *Postural sway characteristics of the elderly under normal and altered visual and support surface conditions*. *Journal of Gerontology Serie B* ; 46(B2): 244-248, 1991.
- Temprado JJ, Swinnen SP. *Dynamics of learning and transfer of muscular and spatial relative phase in bimanual coordination: evidence for abstract directional codes*. *Experimental Brain Research* ; 160(2):180-8, 2005.
- Thelen, D.G., Muriuki, M., James, J., Schultz, A.B. et al. *Muscle activities used by young and old adults when stepping to regain balance during a forward fall*. *Journal of Electromyography and Kinesiology* ; 10: 93-101, 2000.
- Thelen, D.G., Wojcik, L.A., Schultz A.B., Ashton-Miller J.A., Alexander N.B.. *Age differences in using a rapid step to regain balance during a forward fall*. *Journal of Gerontology Serie A* ; 52(A): 1-8, 1997.
- Thelen, E. Bernstein's, *legacy for motor development*. *Progress in Motor Control: Bernstein's Traditions in Movement Studies* (Mark L. Latash editor. Human Kinetics, Champaign IL ; 267-288, 1998.
- Thompson, C., Bélanger, M., Fung, J. *Effects of plantar cutaneo-muscular and tendon vibration on posture and balance during quiet and perturbed stance*. *Human Movement Science* ; 30: 153-171, 2011.
- Thoumie, P. et Do, M.C. *Changes in motor activity and biomechanics during balance recovery following cutaneous and muscular deafferentation*. *Experimental Brain Research* ; 110(2): 289-297, 1996.
- Thoumie, P. *Afférences sensori-motrices et stabilité posturale*. *Actes des Journées Nationales de Recherche en Robotique* ; 2003.
- Tilling, L.M. Darawil, K. Britton ,M. *Falls as a complication of diabetes mellitus in older people*. *Journal of diabetes and its Complications*. ; 20(3):158-162, 2006.
- Tinetti, M.E. *Clinical practice. Preventing falls in elderly persons*. *The new England Journal of medicine* ; 348(1):42-49, 2003.
- Tinetti, ME. et Williams, C.S. *Falls, injuries due to falls, and the risk of admission to a nursing home*. *The New England Journal of Medicine* ; 337 (18): 1279-1284, 1997.
- Tinetti, M.E., Doucette, J., Claus, E., Marottoli, R. *Risk factors for serious injury during falls by older persons in the community*. *Journal of the American Geriatric Society* ; 43(11): 1214-1221, 1995.
- Tinetti, M.E., Speechley, M., Ginter, S.F. *Risk factors for falls among elderly persons living in the community*. *The New England journal of Medicine* ; 319(26): 1701-1707, 1988.
- Ting, L.H., Van Antwerp, K.W., Scrivens, J.E., McKay, J.L. et al. *Neuromechanical tuning of nonlinear postural control dynamics*. *Chaos* ; 19(2): 026111, 2009.
- Ting, L.H. *Dimensional reduction in sensorimotor systems: a framework for understanding muscle coordination of posture*. *Progress in Brain Research* ; 165: 299-321, 2007.
- Ting, L.H. et McKay, J.L. *Neuromechanics of muscle synergies for posture and movement*. *Current Opinion in Neurobiology* ; 17(6): 622-628, 2007.
- Ting, L.H. et Macpherson, J.M. *A limited set of muscle synergies for force control during a postural task*. *Journal of Neurophysiology* ; 93(1): 609-613, 2005.

- Ting, L.H. et Macpherson, J.M. *Ratio of shear to load ground-reaction force may underlie the directional tuning of the automatic postural response to rotation and translation.* Journal of Neurophysiology ; 92(2): 808-823, 2004.
- Tjernström, F. Fransson, P.A. Hafström, A. Magnusson, M. *Adaptation of postural control to perturbations--a process that initiates long-term motor memory.* Gait and Posture ; 15(1): 75-82, 2002.
- Todor, J.I. et Lazarus, J.A. *Exertion level and the intensity of associated movements.* Development Medecin Child Neurology ; 2: 205-212, 1986.
- Tognella, F. Mainar, A. Vanhoutte, C., Goubel, F. *A mechanical device for studying mechanical properties of human muscles in vivo.* J. Biomechanics 1997; 30(10): 1077-1080
- Topper, A.K., Maki, B.E. Holliday, P.J. *Are activity-based assessments of balance and gait in the elderly predictive of risk of falling and/or type of fall?* Journal of the American Geriatry society ; 41(5): 479-487, 1993.
- Torres-Oviedo, G. et Ting, L.H. *Muscle synergies characterizing human postural responses.* Journal of Neurophysiology ; 98(4): 2144-2156, 2007.
- Torres-Oviedo, G., Macpherson, J.M. Ting, L.H. *Muscle synergy organization is robust across a variety of postural perturbations.* Journal of Neurophysiology ; 96(3): 1530-1546, 2006.
- Tran, D.B., Silverman, S.E. Zimmerman, K. Feldon, S.E. *Age-related deterioration of motion perception and detection.* Graefe's Archive for Clinical and Experimental Ophthalmology ; 236(4): 269-273, 1998.
- Treisman, A.M. et Gelade, G. *A feature-integration theory of attention.* Cognitive Psychology ; 12(1): 97-136, 1980.
- Treisman, A.M. *Selective attention in man.* British Medical Bulletin ; 20: 12-16, 1964.
- Tresilian, J.R. *Empirical and theoretical issues in the perception of time to contact.* Journal of Experimental Psychology Human Perception and Perform ; 17(3): 865-876, 1991.
- Tromp, A.M., Pluijm, S.M.F., Smit, J.H. *Fall-risk screening test. A prospective study on predictors for falls in community-dwelling elderly.* Journal of clinical epidemiology ; 54(8): 837-844, 2001.
- Troy, K. L., Donovan, S.J., Marone, J.R., Bareither, M.L. et al. *Modifiable performance domain risk-factors associated with slip-related falls.* Gait and Posture ; 28: 461-465, 2008.
- Troy, K.L. et Grabiner, M.D. *Recovery responses to surrogate slipping tasks differ from responses to actual slips.* Gait and Posture ; 24(4): 441-447, 2006.
- Turpin, G. *Effects of stimulus intensity on autonomic responding: the problem of differentiating orienting and defense reflexes.* Psychophysiology ; 23(1): 1-14, 1986.
- Tyson, S.F., Connell, L. Busse, M. Lennon, S. *What do acute stroke physiotherapists do to treat postural control and mobility? An exploration of the content of therapy in the UK.* Clinical Rehabilitation ; 23(11): 1051-1055, 2009.
- Ura, M., Pfaltz, C.R. Allum, J.H. *The effect of age on the visuo- and vestibulo-ocular reflexes of elderly patients with vertigo.* Acta Otolaryngologica Supplementum. ; 481: 399-402, 1991.
- Vaillant, J., Vuillerme, N., Janvey, A. Louis, F. et al. *Effect of manipulation of the feet and ankles on postural control in elderly adults.* Brain Research Bulletin ; 75(1): 18-22, 2008.
- Valls-Solé, J.·Kumru, H. Kofler, M. *Interaction between startle and voluntary reactions in humans.* Experimental Brain Research ; 187: 497-507, 2008.
- Valls-Solé, J. *Function and dysfunction of the startle reaction in humans.* Revista de Neurologia ; 39(10): 946-955, 2004.
- Valls-Solé, J. Veciana, M. Leon, L. Valldeoriola, F. *Effects of a startle on heart rate in patients with multiple system atrophy.* Movement Disorders ; 17(3): 546-549, 2002.
- Valls-Solé, J. Valldeoriola, F. Molinuevo, J.L. Cossu, G. et al. *Prepulse modulation of the startle reaction and the blink reflex in normal human subjects.* Experimental Brain Research ; 129(1): 49-56, 1999.
- Valls-Solé, J. Valldeoriola, F. Gonzales, L.E. Tlosa, E.S. *Reaction time and acoustic startle in normal human subjects.* Neuroscience.letters ; 195: 97-100, 1995.
- Van den Berg, A.V. *Human ego-motion perception.* International Review of Neurobiology ; 44: 3-25, 2000.
- Van den Kroonenberg, A.J. Hayes, W.C. McMahon, T.A. *Hip impact velocities and body configurations for voluntary falls from standing height.* Journal of Biomechanics ; 29(6): 807-811, 1996.

- Van den Kroonenberg, A.J. Hayes, W.C. McMahon.,T.A. *Dynamic models for sideways falls from standing height.* Journal of Biomechanics Engineering ; 117(3): 309-318, 1995.
- Van Dijk, P.T. Meulenberg, O.G. van de Sande, H.J. Habbema, J.D. *Falls in dementia patients.* Gerontologist ; 33(2):200-4, 1993.
- Van Doornik ,J. Masakado, Y. Sinkjaer, T. Nielsen, J.B. *The suppression of the long-latency stretch reflex in the human tibialis anterior muscle by transcranial magnetic stimulation.* Experimental Brain Research ; 157(3): 403-406, 2004.
- Van Impe A., Bruijn S.M., Coxon J.P., Wenderoth N., Sunaert S., Duysens J., Swinnen SP. *Age-related neural correlates of cognitive task performance under increased postural load.* Age (Dordr). 2012
- Van Ooteghem, K. Frank, J.S. Allard, F. Buchanan, J.J. et al. *Compensatory postural adaptations during continuous, variable amplitude perturbations reveal generalized rather than sequence-specific learning.* Experimental Brain Research ; 187(4): 603-611, 2008.
- VanderLinden, M.H. Marigold, D.S. Fons, J.M. Gabreels,F.J. et al. *Muscle Reflexes and Synergies Triggered by an Unexpected Support Surface Height During Walking.* Journal of Neurophysiology ; 97: 3639-3650, 2007.
- Vanel, O. *Etude dynamique du contrôle postural.* Thèse de biomécanique & physiologie du mvmt. université PXI ; 1996.
- Van Swigchem R., Groen B.E., Weerdesteyn V, Duysens J. *The effects of time pressure and experience on the performance of fall techniques during a fall.* J Electromyogr Kinesiol. ; 19(3):521-31, 2009.
- Vedel, J.P. et Roll, J.P. *Response to pressure and vibration of slowly adapting cutaneous mechanoreceptors in the human foot.* Neuroscience Letter ; 34(3): 289-294, 1982.
- Vernazza-Martin, S. Martin, N. Le Pellec-Muller, A.L. Tricon, V et al. *Kinematic synergy adaptation to an unstable support surface and equilibrium maintenance during forward trunk movement.* Experimental Brain Research ; 173(1): 62-78, 2006.
- Vibert, N. MacDougall, H.G. de Waele, C. Gilchrist, D.P.et al. *Variability in the control of head movements in seated humans: a link with whiplash injuries?* Journal of Physiology ; 532(3):851-68, 2001.
- Vidal P.P., Degallaix L., Josset P., Gasc J.P., Cullen KE. *Postural and locomotor control in normal and vestibularly deficient mice.*559(2):625-38, 2004.
- Vidal PP et Droulez J., *Posture et Chimères, ou la philosophie dans la salle de bain.* Intellectica, 36:161-80, 2003.
- Vidal, PP. Berthoz, A. Millanvoye, M. *Difference between eye closure and visual stabilization in the control of posture in man.* Aviation Space and Environment Medicine ; 53(2): 166-170, 1982.
- Viergge, P. Stolze, H. Klein, C. Heberlein, I. *Gait quantitation in Parkinson's disease--locomotor disability and correlation to clinical rating scales.* Journal of neural transmission ; 104(2-3):237-248, 1997.
- Vuillerme, N. et Nafati, G. *How attentional focus on body sway affects postural control during quiet standing.* Psychological research ; 71(2): 192-200, 2007.
- Vuillerme, N. et Nougier, V. *Attentional demand for regulating postural sway: the effect of expertise in gymnastics.* Brain Research Bulletin ; 63(2): 161-165, 2004.
- Vuillerme, N. Nougier, V. Teasdale, N. *Effects of a reaction time task on postural control in humans.* Neuroscience Letters ; 291(2): 77-80, 2000.
- Wardman, D.L. Day, B.L. Fitzpatrick, R.C. *Position and velocity responses to galvanic vestibular stimulation in human subjects during standing.* Journal of Physiology ; 547(1): 293-299, 2003.
- Wardman, D.L. Taylor, J.L. Fitzpatrick, R.C. *Effects of galvanic vestibular stimulation on human posture and perception while standing.* Journal of Physiology ; 551(3): 1033-1042, 2003.
- Warren, W.H.Jr. et Hannon, D.J. *Eye movements and optical flow.* Journal of the Optical Society of America ; 7(1): 160-169, 1990.
- Weerdesteyn, V. Laing, A.C. Robinovitch, S. N. *Automated postural responses are modified in a functional manner by instruction.* Experimental Brain Research ; 186: 571-580, 2008.
- Weerdesteyn, V. Nienhuis, B. Hampsink, B. Duysens, A. *Gait adjustments in response to an obstacle are faster than voluntary reactions.* Human Movement Science ; 23:351-363, 2004.
- Weichselgartner, E. Et Sperling, G. *Dynamics of automatic and controlled visual attention.* Science ; 238(4828): 778-780, 1987.

- Weinberg, L.E. Strain, L.A. *Community-dwelling older adults' attributions about falls*. Archives of physical medicine and rehabilitation ; . 76(10):955-960, 1995.
- Welch, T.D. et Ting, L.H. *A feedback model reproduces muscle activity during human postural responses to support-surface translations*. Journal of Neurophysiology ; 99(2): 1032-1038, 2008.
- West, R. Jakubek, K. Wymbs, N. *Age-related declines in prospective memory: behavioral and electrophysiological evidence*. Neuroscience Biobehaviour Review ; 26(7):827-833, 2002.
- Westling, G. et Johansson, R.S. *Factors influencing the force control during precision grip*. Experimental Brain Research ; 53(2): 277-284, 1984.
- Whipple, R.H. Wolfson, L.I. Amerman, P.M. *The relationship of knee and ankle weakness to falls in nursing home residents: an isokinetic study*. Journal of the American Geriatrics Society ; 35(1): 13-20, 1987.
- Whitsett, C. *Some dynamic response characteristics of wrightless man*. . Aerospace Medical Research Laboratories, Ohio ; TDR-63-18, 1963.
- Wicke, R.W. et Oman, C.M. *Visual and graviceptive influences on lower leg EMG activity in humans during brief falls*. Experimental Brain Research ; 46(3): 324-330, 1982.
- Wickens, C.D. et Kessel, C. *Processing resource demands of failure detection in dynamic systems*. Journal of Experimental Psychology, Human Perception and Performance ; 6(3): 564-77, 1980.
- Wilkie, R.M. et Wann, J.P. *Judgments of path, not heading, guide locomotion*. Journal of Experimental Psychology, Human Perception and Performance ; 32(1): 88-96, 2006.
- Winter, D. *Human balance & postural control during standing and walking*. Gait and Posture; 3(4):193-214, 1995.
- Winter, D.A. Patla, A.E. Frank, J.S. *Assessment of balance control in humans*. Medical Progress through Technology ; 16(1-2): 31-51, 1990.
- Winter, D.A. Patla, A.E. Frank, J.S. Walt, S.E.. *Biomechanical walking pattern changes in the fit and healthy elderly*. Physical Therapy ; 70: 340-347, 1990.
- Winter, D. *Biomechanics and motor control of human movement*. 2d edition, New York ; 1990.
- Witkin, H.A. et Wapner, S. *Visual factors in the maintenance of upright posture*. American Journal of Psychology ; 63(1): 31-50, 1950.
- Wojcik, L.A., Thelen, D.G., Schultz, A.B., Ashton-Miller, J.A. et al. *Age and gender differences in peak lower extremity joint torques and ranges of motion used during single-step balance recovery from a forward fall*. Journal of Biomechanics ; 34(1): 67-73, 2001.
- Wojcik, L.A., Thelen, D.G., Schultz, A.B., Ashton-Miller, J.A. et al. *Age and gender differences in single-step recovery from a forward fall*. Journal of Gerontology Series A, Biological Sciences and Medical Sciences ; 54(1): 44-50, 1999.
- Wolfson, L. Whipple, R., Derby, C., Judge, J., et al. *Balance and strength training in older adults: intervention gains and Tai Chi maintenance*. Journal of American Geriatrics Society ; 44(5): 498-506, 1996.
- Wolfson, L.I. Whipple, R., Amerman, P., Kleinberg, A. *Stressing the postural response: a quantitative method for testing balance*. Journal of the American Geriatric Society ; 34: 845-850, 1986.
- Woollacott, M. et Assaiante, C. *Developmental changes in compensatory responses to unexpected resistance of leg lift during gait initiation*. Experimental Brain Research ; 144: 385-396, 2002.
- Woollacott, M. et Shumway-Cook, A. *Attention and the control. review of an emerging area of research*. Gait and Posture ; 16: 1-14, 2002.
- Wu, X.D., Zhu, Y., Chen, W-J, Jin, X. et al. *Somatosensory evoked potential from S1 nerve root stimulation*. European Spine Journal ; 20(10): 1613-1619, 2011.
- Wu, M. Ji, L. Jin, D. Pai, Y-C. *Minimal step length necessary for recovery of forward balance loss with a single step*. Journal of Biomechanics ; 40: 1559-1566, 2007.
- Wu, G. *Distinguishing fall activities from normal activities by velocity characteristics*. Journal of Biomechanics ; 33(11): 1497-500, 2000.
- Wu, G. *Age-related differences in body segmental movement during perturbed stance in humans*. Clinical Biomechanics ; 13: 300-307, 1998.
- Yang, F., Anderson, F.C., Pai, Y.C., *Predicted threshold against backward balance loss following a slip in gait*. Journal of Biomechanics ; 41: 1823-1831.

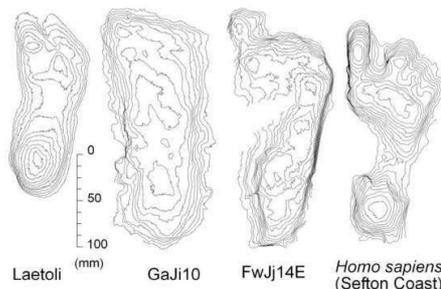
- Yarbus, A.L. *Eye movements during the examination of complicated objects*. Biofizika ; 6(2): 52-56, 1961.
- Yeadon, M. *The simulation of aerial movement – II. A mathematical inertia model of the human body*. Journal of Biomechanics ; 23: 67-74, 1990.
- Yoshida, K., McCrea, R., Berthoz, A., Vidal, PP *Morphological and physiological characteristics of inhibitory burst neurons controlling horizontal eye movements in the alert cat*. Journal of Neurophysiology;48(3): 761-768, 1982.
- Zago, M., McIntyre, J., Senot, P., Lacquaniti, F. *Internal models and prediction of visual gravitational motion*. Vision Research ; 48(14): 1532-1538, 2008.
- Zatsiorsky, V. et Seluyanov, V. *Estimation of the mass and inertia characteristics of the human body by means of the best predictive regressions equations*. Biomechanics ; IX-B: 233-239, 1985.
- Zatsiorsky, V. et Seluyanov, V. *The mass and inertia characteristics of the main segments of the human body*. Biomechanics ; 8: 1152-1159, 1983.
- Zatsiorsky, V. et Seluyanov, V. *Mass-inertial characteristics of the segments of the human body and their relationship with anthropometric landmarks*. Voprosy Antropologii ; 62: 91-103, 1979.
- Zattara, M. et Bouisset, S. *Posturo-kinetic organization during the early phase of voluntary upper limb movement I. Normal subjects*. Journal of Neurology, Neurosurgery and Psychiatry ; 51: 956-965, 1988.
- Zettel, J.L., Holbeche, A., McIlroy, W.E., Maki, B.E. *Redirection of gaze and switching of attention during rapid stepping reactions evoked by unpredictable postural perturbation*. Experimental Brain Research ; 165(3): 392–401, 2005.
- Zettel, J.L., McIlroy W.E., Maki B.E. *Environmental constraints on foot trajectory reveal the capacity for modulation of anticipatory postural adjustments during rapid triggered stepping reactions*. Experimental Brain Research; 146(1): 38–47, 2002
- Zettel, J.L., McIlroy, W.E., Maki, B.E. *Can stabilizing features of rapid triggered stepping reactions be modulated to meet evtal constraints?* Experimental Brain Research ; 145(3): 297–308, 2002.
- Zettel, J.L. McIlroy, W.E. Maki, B.E. *Controlling stability in challenging environments: effects of ageing on modulation of rapid stepping reactions*. Experimental Brain Research ; 146(1): 297–308, 2002.
- Zhang, L-Q. G. Nuber, J. Butler, M.Bowen, W.Z. Rymer. *In vivo human knee joint dynamic properties as functions of muscle contraction and joint position*. Journal of biomechanics; 31: 71-76, 1998.

Annexes

Annexe 1 :

Anatomie comparée de l'Homme et d'un singe anthropomorphe (primates les plus proches de l'homme)

	Homme	Chimpanzé, Gorille.
Colonne vertébrale & Tronc	- 4 courbures, dont rachis lombo-sacré en double courbure inversée → positionnement du crâne facilité - région lombaire plus longue (5 vertèbres)	- une seule courbure - 4 vertèbres chez les autres primates
Bassin	- sacrum large (os iliaque court) et rejeté vers l'arrière, servant de point d'ancrage à la puissante musculature lombaire → insertion et surface d'attache pour les muscles intervenant dans le redressement du tronc (ex : fessiers) - bassin raccourci, supportant le poids du tronc, s'articule avec le membre inférieur. - os iliaques incurvés en avant, en cuvette, favorisant la flexion-extension de la hanche pendant la marche ; ischiens courts, dirigés vers l'arrière, améliorant l'efficacité des muscles extenseurs de hanche pour la propulsion	- bassin étroit - articulation oblique des fémurs - et allongé (os iliaque long)
Membres: - Indice intermembral (L mb ant/L mb post) - Main - Pied	- indice = 0,9: raccourcissement des membres antérieurs - main libérée de la locomotion. - orteils courts, rectilignes, peu préhensiles (gros orteil parallèle, non divergent); pied servant de plate-forme, aux os massifs, formant une double voûte plantaire longitudinale et transversale supportant tout le poids d'un corps verticalisé et offrant une meilleure surface d'appui au sol - fémurs obliques → meilleur équilibre, verticalité du membre - os des membres inférieurs rectilignes permettant le rapprochement des genoux et des pieds	- indice > 1 (1,5) : le membre antérieur intervient dans le soutien du corps au cours du déplacement. - main plus longue et plus musclée, utilisée pour le déplacement. - pied plat, pouce opposable, permet la préhension. - fémurs parallèles
Le membre supérieur devient plus court que le membre inférieur, il se spécialise dans la préhension alors que les membres inférieurs se spécialisent dans la locomotion (pas de gros orteil opposable donc non préhensile). RQ : Les AAfar. n'ont pas de gros orteil prehensile, et ressemblent de ce point de vue à l'homme, mais leurs membres (inf et sup) montrent par d'autres aspects la retention de traces d'arboricolisme malgré une transition évolutive vers la bipédie complete.		
Crâne: - Position du trou occipital - Angle facial - Mâchoire - Bourrelets sus-orbitaires - Front - Capacité Crânienne	- développement du crâne vers le haut et vers l'arrière - tête non prognathe, en équilibre sur son cou, muscles de la nuque insérés bas sur l'occiput - trou occipital centré → tête en équilibre sur la colonne - angle facial élevé - mâchoire courte, parabolique (arcade dentaire en "V") - réduction des bourrelets sus-orbitaire voire absence - front présent, plat et relativement développé, aplatissement de la face, régression du prognathisme - capacité crânienne (CC) d'environ 1400 cm ³	- position du trou occipital à l'arrière. - angle facial faible. - mâchoire proéminente, massive en U, prognathe - bourrelets présents. - chez le chimpanzé, front fuyant - CC : environ 400 cm ³
RQ : le système musculo-ostéo-articulaire cervical autorise une grande capacité de mouvements ; les vertèbres qui portent le crâne s'articulent → l'articulation occipito atloïdienne permet les mouvements verticaux axiaux (« oui-oui ») et l'articulation atlo-axoïdienne autorise les mouvements horizontaux de rotation (« non non »). La moelle épinière sort verticalement du crâne par le trou occipital et prolonge le système nerveux central, la cardan occipito-vertébral limite ses contraintes de déformation ; la verticale passe par le centre de masse du crâne et diminue les dépenses énergétiques nécessaires à la stabilité crânienne		



D : Comparaison d'une des empreintes (FwJ14E) avec celles d'un Australopithèque (Laetoli), d'un Homo erectus (GaJi10) et d'un Homo sapiens

issu de Bennett *et al.* (2009)

Annexe 2 :

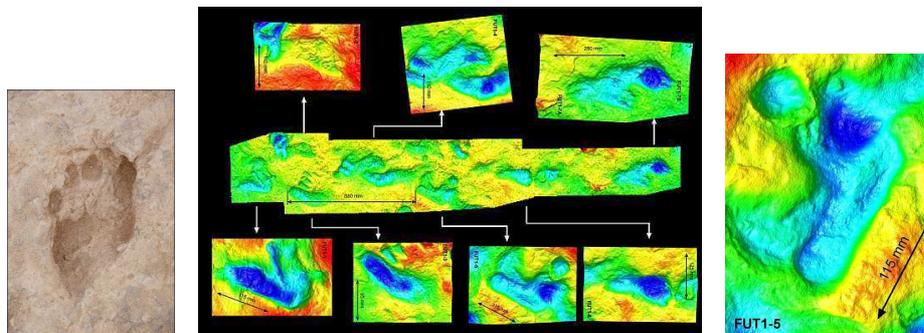
Nouvelle, rédigée pour la revue Médecine/Sciences dans le cadre de ma mission de diffusion

(à soumettre pour relecture)

Montre moi l’empreinte de ton pied, je te dirai qui tu es ... et comment tu marches

« Les traces, par définition, ne sont donc jamais visibles en tant que traces. Elles ne sont visibles que si elles sont cherchées comme des marques de ce qui n’est plus là. [...] Seule leur attente les découvre. [...] Le visible ne suffit pas pour comprendre ce qui est vu. Le visible ne s’interprète qu’en référence à l’invisible. » Pascal Quignard. Sur le Jadis.

La recherche en paléo-anthropologie a mis en évidence l’évolution du pied, et l’éclairage fourni par une analyse biomécanique de cette évolution a permis d’en comprendre les avantages pour la propulsion, le support et la gestion de l’équilibre. Les études sur le contrôle postural portent toujours leur intérêt sur le rôle de l’articulation charnière de la cheville, le pied est un oublié alors même que sa morphologie et son architecture complexes, ses propriétés anatomiques et mécaniques, sa flexibilité, sa déformabilité et son innervation en font une partie du corps si cruciale et si sensible pour remplir la mission complexe de la bipédie et de son contrôle. Un article récent apporte la preuve que de « simples » traces de pas fossilisées peuvent fournir des indices sur la structure et la forme des pieds de l’hominidé, auxquels les fossiles des petits os de pied –rarissimes au demeurant - ne permettent pas d’accéder. De leurs activités, des vibrations sonores laissées sur leur passage, de leurs longs voyages pour transporter des ressources ou à la recherche d’eau et de nourriture, il ne reste aux chercheurs que ces empreintes laissées par nos ancêtres dans le sable du temps, un témoignage muet pour tenter de faire surgir de l’oubli - à l’aide d’outils d’enregistrement et d’analyse toujours plus perfectionnés- une image de leur corps en mouvement et reconstituer leur comportement culturel et social [1]



Le pied de l’homme moderne

C’est un pied ... sensible qui détient à lui seul 80% des récepteurs du membre inférieur ; Les capteurs podaux pourvoyant des informations mécaniques, thermiques, chimiques, métaboliques et douloureuses qui font du pied un organe primaire pour le contrôle de l’équilibre orthostatique et la gestion de l’aplomb. C’est un pied ... statique, supportant le poids du corps, absorbant les chocs grâce à sa voûte plantaire formée par trois arches tendues qui voient leur structure se modifier sous l’effet des contraintes et des terrains variés, tout en permettant une variété de mouvements possibles au niveau de la cheville ou des articulations inter-phalangiennes. C’est un pied ... dynamique enfin ; celui qui, reposant sur un coussin graisseux à la peau épaisse, grâce à ses vingt-huit os interagissant en des surfaces articulaires complexes, solidement tenues par un réseau de ligaments et de tendons, offre une

structure telle que l'énergie élastique peut s'accumuler dans les arches et en faire un véritable levier de propulsion du corps.

La première trace de pied humain/moderne ?

En 2009, une équipe de paléanthropologues britanniques publie dans *Science* les résultats de leurs recherches menées sur la vingtaine d'empreintes d'hominidés qu'ils ont découvert après 3 ans de fouilles au nord du Kenya (près d'Ileret, bassin de Turkana, une zone réputée pour sa richesse en fossiles). Les lignes d'empreintes (en anglais *fossilized behavior*) allant jusqu'à 7 traces de pas successifs, s'inscrivaient dans deux couches sédimentaires de limon et de sable séparées par 5 mètres de profondeur. Soumises à un regard non averti, elles pourraient dater d'hier, mais les chercheurs ont estimé - grâce à la connaissance de l'âge et de la géochimie des roches volcaniques et sédiments des niveaux géologiques adjacents - qu'elles avaient été laissées il y a 1,5 million d'années environ [2]. Une analyse technologiquement sophistiquée associant successivement cartographie, photographie, scan digital au laser, numérisation et modélisation 3D a permis d'attribuer ces marques à une espèce d'*Homo* qui reste pour l'heure « *incognitus* ». En outre, l'équipe de Bennett a pu - à l'aide de statistiques discriminantes - différencier ces empreintes d'Ileret d'autres traces de pieds humaines ou hominidées comme celles trouvées non loin à Laetoli (piste fossile de 20 mètres laissée par des *Australopithecus Afarensis*). C'est donc une découverte cruciale car elle nous révèle que ces lointains ancêtres marchaient déjà comme l'Homme d'aujourd'hui, sur des pieds dont l'anatomie ne peut être distinguée de la nôtre: ce sont les plus anciens témoins d'une bipédie à caractère humain.

Anatomiquement similaires ... Parmi les preuves d'une posture debout et d'une locomotion « humaine », le déchiffrement des empreintes révèle un pied arqué et l'existence d'une voûte plantaire puisque le côté médial des empreintes d'Ileret pénètre peu le substrat sédimentaire. A la différence des empreintes de Laetoli, qui présentent une nette séparation des orteils et un hallux divergent pour faciliter la préhension et une locomotion arboricole, le gros orteil est ici non divergent, parallèle, accolé aux autres en adduction complète. D'autres caractéristiques telles que la petite taille des orteils et leur forme en arche, une région large et solide au niveau du calcanéum et des tarse, une arche longitudinale médiale prononcée avec un cou-de-pied bien dessiné, dont la largeur, relativement à la région située en regard des têtes métatarsiennes et la longueur permettent d'établir la proximité anatomique spécialisée avec le pied moderne. Il s'agit donc d'un bipède redressé.

et Fonctionnellement identiques : le relief des empreintes et l'étude des contours permettent de décrypter les pics et la répartition des pressions au-cours du pas et rendent compte de la dynamique locomotrice adoptée. Le profil spatio-temporel observé est typique d'une fonction locomotrice « moderne » : au-regard des zones de dépression, le contact a lieu par le talon puis la phase propulsive débute avec un transfert du poids du corps vers la région métatarsienne ce qui suggère une bascule du pied et la présence d'un mécanisme structurel précédant le *Toe-Off* indispensables à la marche « humaine » ; enfin, le décollage du pied est reflété par la dépression profonde au niveau de la région médiale du métatarse (notamment en regard du gros et du second orteil) contraste avec l'enfoncement latéral marqué chez les Laetoli et indique la perte par le gros orteil du rôle de « pouce » comme outil de préhension. La présence de plusieurs traces qui se succèdent est une autre piste d'informations intéressante : les chercheurs pensent que l'individu a déclenché sa marche à partir d'une position érigée statique ou ralentie, car les trois premières traces sont rapprochées, la vitesse de croisière estimée à 0,63 m/s est relativement lente, enfin, la longueur de pas (situées entre 431 et 536 mm) dans la direction locomotrice est grandissante. Cette variabilité retrouvée dans les longueurs de foulée et les angles d'ouverture de pied (divergeant de 1° à 24°) pourrait également attester d'une surface inégale et boueuse, comme le laissent à penser les autres traces d'hominidés et marques de pattes de différents animaux situées non loin ; bien que les traces restent globalement parallèles à la direction choisie.

Qui est donc notre ancêtre d'Ileret ?

A partir de la moyenne des 3 dernières foulées (env.876 mm) et de la longueur du pied (env.258 mm), il est possible d'évaluer la hauteur de leur hanche (860 mm). Ces éléments permettent également d'estimer la taille de ces individus à 1,75m sur la base de ratio pointure/taille obtenus sur les aborigènes australiens et Kenyan Dassenach [3]. Si l'espèce d'hominidés qui a laissé ces traces à Ileret reste incertaine, au-delà des caractéristiques anatomico-fonctionnelles "humaines", les traits anthropométriques de ces individus entrent dans les normes d'Homo Sapiens, et sont largement supérieurs à la stature et au poids des Paranthropus boisei ou Homo habilis estimés sur la base de restes post-crâniens. En revanche, elles sont compatibles avec les dimensions corporelles imposantes trouvées chez certains Homo Ergaster ou Erectus. Les proportions de ce corps aux jambes longues et aux bras courts confèrent à la locomotion de nombreux avantages et un coût énergétique faible. D'ailleurs, les archéologues indiquent qu'Homo Erectus (1MA-300.000) serait le premier homme préhistorique à s'être beaucoup déplacé, jusqu'à migrer hors d'Afrique grâce à sa "bipédie moderne". Les empreintes d'Ileret s'insèrent donc dans la chronologie de la bipédie permanente, attestée vers 2 Ma avec Homo Habilis dont les ossements presque complets montrèrent l'existence d'une voûte plantaire.

Dans leur voyage à remonter le temps, les chercheurs restent confrontés à la question de l'ancêtre commun des Hommes et des Primates. La découverte – en 1974- d'un squelette appelé Lucy, daté de 3,18 MA a marqué les esprits : on a longtemps pensé que cette représentante des Australopithecus Afarensis ((3,6-2,9 MA), aux membres courts et au tronc allongé était une ascendante directe de la lignée humaine du fait de son aptitude indéniable à marcher mais ce point de vue est aujourd'hui minoritaire. D'une part, parce que de nombreuses découvertes ont depuis, fait apparaître des prétendants au statut de premier hominidé bipède, comme Toumaï découvert en 2002 en Afrique Centrale âgé de 7 MA. D'autre part, parce qu'il est difficile de savoir si sa bipédie était permanente ou occasionnelle. Or cet éclairage permettrait de comprendre dans quelle mesure la bipédie a pu constituer une stratégie évolutive pour s'adapter à des contraintes environnementales. La structure corporelle de Lucy a été qualifiée de "bi-locomotrice", présentant des caractéristiques qui auraient à la fois facilité une forme de locomotion bipède et une posture orthostatique (port de tête, courbure de la colonne, forme du bassin et du fémur, etc.) et permis de continuer à grimper aux arbres. Cependant, la découverte récente dans l'Afar Ethiopien d'un petit os reliant les orteils à la base du pied laisse à penser que la démarche des Australopithèques était proche de la nôtre car la courbure de ce 4^e métatarse suggère une structure en voûte et l'aptitude à la course - ce qui va à l'encontre du pied « ape-like » et de l'activité arboricole soupçonnée chez les confrères de Lucy (avec leurs membres supérieurs plus longs que les membres inférieurs, les phalanges plates et courbées, articulations des genoux et des coudes proches des grands singes, offrant des rotations importantes, etc.) [4].

Une nouvelle découverte publiée dans Nature [5] est venue bouleverser l'histoire linéaire longtemps adoptée par la communauté, car elle apporte la preuve d'une cohabitation entre plusieurs espèces d'hominidés pré-humains, aux « choix de vie et modes de locomotion » différents: des petits os de pied exhumés par l'équipe de Hailé-Selassié datant de 3,4 Ma (appartenant donc à un contemporain de Lucy et ses congénères), présentent simultanément des caractéristiques proches du dernier hominidé arboricole *Ardipithecus ramidus* (4,4 Ma) facilitant la grimpe (gros orteil court et opposable) et des adaptations associées à la bipédie (phalanges s'articulant avec les métatarses inclinées vers le haut, extrémités larges et arrondies permettant une flexion des orteils pour la réalisation d'un pas / la forme particulière de ses articulations permettait ..) bien que ce pied ne présente pas l'arche longitudinale facilitant le transfert du poids. Elle confirme que la bipédie n'est pas apparue subitement mais aurait été expérimentée à plusieurs reprises, sous des formes variées, par différentes espèces, qui pourraient avoir cohabité.

En résumé, ces études anatomiques des os fossilisés en complément de l'analyse d'empreintes permettent d'aider les paléo-anthropologues à comprendre l'évolution de la bipédie humaine. C'est d'autant plus vrai pour le pied puisqu'un corrélat important de la bipédie humaine est le développement des arches transverses et longitudinales du pied qui fournit un levier de propulsion rigide tout en absorbant de manière critique les chocs pendant la foulée. Et pour preuve, cette adaptation est telle qu'il y a eu sélection de cette morphologie jusqu'à aujourd'hui ! Cependant, la bipédie en tant que spécificité de l'Homme, et qui, survenue tardivement, aurait dirigé l'évolution ou plutôt « l'hominisation » et conduit à l'espèce humaine (libération des mains, augmentation de la masse cérébrale, dégagement du larynx, etc.) fait actuellement l'objet de débats.

En guise d'ouverture, nous avons choisi de mentionner l'approche originale de Lieberman et coll. pour qui la faculté de courir aurait joué un rôle important dans l'histoire de l'évolution humaine. Bien qu'Usain Bolt ait encore été impressionnant aux derniers Jeux Olympiques, c'est un piètre sprinter dans le règne animal, et par rapport aux quadrupèdes. Par conséquent, la lenteur procurée par la bipédie peut être considérée comme handicapante, mais en contrepartie la thermorégulation qu'elle permet offre au chasseur-cueilleur la capacité de courir pendant des heures, parcourir de longues distances et d'épuiser ses proies. Même au galop, peu d'animaux peuvent suivre les meilleurs marathoniens. L'homme est donc un des meilleurs coureurs de longue distance au monde. Ces réflexions ont conduit Lieberman à formuler la "Born to Run" théorie [6]. Partant du constat que nos ancêtres ont couru pieds nus pendant des millions d'année, il a même souligné l'anormalité pour le corps de porter des chaussures de course (« runners » inventées dans les années 70 !) qui de fait, favorisaient les blessures en procurant une force à l'impact beaucoup plus élevée [7]. Aujourd'hui, le « barefoot » (course pieds nus ou en chaussures minimalistes) est tendance ... et rentable !

« Il n'y a pas de passé qui resurgisse qu'il ne procure une sensation de naissance. [...] La joie tragique d'avoir retrouvé le perdu. » Pascal Quignard. Sur le jadis

1. Emission « Sur les épaules de Darwin » (France inter) Les battements du temps : éclats de mondes disparus (10 mars 2012)
2. Bennett MR, Harris JW, Richmond BG, et al. Early hominin foot morphology base on 1.5 million year-old footprints from Ileret, Kenya. Science 2009 ; 323 : 1197-201.
3. Webb S, Cupper ML, Robins R. Pleistocene human footprints from the Willandra Lakes, southeastern Australia. Journal of Human Evolution 2006 ; 50 : 405-413.
4. Ward CV, Kimbel WH, Johanson DC. Complete fourth metatarsal and arches in the foot of Australopithecus Afarensis. Science 2001 ; 331 : 750-3.
5. Haile-Selassie Y, Saylor BZ, Deino A, et al. A new hominin foot from Ethiopia shows multiple Pliocene bipedal adaptations. Nature 2012 ; 483 : 565-9.
6. Bramble DM et Lieberman DE. Endurance running and the evolution of Homo. Nature 2004 ; 432 : 345–352.
7. Lieberman DE, Venkadesan M, Werbel WA et al. Foot strike patterns and collision forces in habitually barefoot versus shod runners. Nature 2010 ; 463 : 531-536.

Annexe 3 : Le développement moteur et postural

0-1 an : de la naissance à la station debout	<ul style="list-style-type: none"> - Verticalisation progressive, liée à une évolution du tonus selon un ordre céphalo-caudal → succession de 3 étapes de développement : contrôle et maintien de la tête ; dès le 5^{ème} mois, conquête de la posture assise (avec le dos droit au 8^{ème} mois), permettant l'alignement tête/tronc, libération des membres supérieurs et élargissement du champ visuel ; puis à 11-12 mois, accès à la posture devout. L'aboutissement de cette station verticale est la marche. - Notion de « compétitions des comportements moteurs » (Bobath) - Tête point de départ de l'organisation posturale.
1- 6 ans : apparition de la station bipède	<ul style="list-style-type: none"> - maîtrise de l'équilibre en position érigée, entre 9 mois et 1 an - Contrôle postural ascendant (à partir des pieds) - Fonctionnement en bloc = limitation du nombre de degrés de liberté à contrôler ; tête et tronc non dissociés, fonctionnant ensemble. Jusqu'à 6 ans les enfants stabilisent plutôt la tête sur le tronc. - Locomotion: organisation à partir du bassin. <p>Avec la station bipède, la surface d'appui au sol diminue et les problèmes d'équilibre liés à la position haute du CM augmentent.. La maîtrise des membres inférieurs devient capitale avec accroissement de l'action des extenseurs et acquisition des contractions alternées. Les pieds écartés (pour élargir la surface d'appui) vont se rapprocher jusqu'à 3 ans, et le « bébé marcheur » présente d'autres spécificités).</p> <p>Rq : les yeux fermés, il sera compliqué de contrôler son équilibre ; et la tête inclinée vers l'arrière, il sera confronté à de nombreuses oscillations. Cette maîtrise se perfectionne entre 5 et 9 ans.</p>
de 7 ans à l'âge adulte	<ul style="list-style-type: none"> - Fonctionnement articulé tête / tronc. - Stratégie de Stabilisation de la tête sur l'espace ; libération du cou - Schéma d'Organisation descendante du contrôle de l'équilibre. - L'enfant acquiert sa denture définitive <p>Rq : Vers 7 ans, l'enfant perd , en partie, le contrôle stabilisateur de la vision périphérique qui reviendra vers 8-9 ans, favorisant alors son contrôle vestibulaire</p>
âge adulte	<ul style="list-style-type: none"> - Fonctionnement articulé tête / tronc. - Organisation descendante prédominance de la stabilisation de la tête dans l'espace. Cette stratégie descendante de la tête stabilisée devient essentielle dans les situations d'équilibration difficile. - Contrôle sélectif des degrés de liberté au niveau du cou (rôle essentiel des muscles verniers sous-occipitaux)

Le tableau ci-dessous recense quelques éléments d'évaluation de l'équilibre statique et dynamique, tel que « traverser poutre d'équilibre ». Avec l'âge, la distance parcourue est plus grande sur une surface plus étroite.

	Les enfants se maintiennent sur un pied en équilibre (Gesell, 1950)	Temps de traversée sur une poutre de 6 cm de large (Espenschade, 1980)
2,5 ans	pendant 1sec	
3,5 ans	2 secs	
à 4 ans	4 à 8 secs	
à p de 5 ans	plus de chute, même avec les yeux fermés (rq : pas de différence G/F)	6-9 secs
à 5,5 ans		3-5 secs
à 7 ans		-3 secs

De la même façon, sur une base étroite, le temps de contrôle passe de 5 à 10 secondes entre 6 et 9 ans ; Vers 9 ans, les enfants peuvent faire la cigogne 9ans ; vers 10 ans la posture du trépid.

Issu de « Développement psychomoteur de l'enfant : la motricité globale », Robert Rigal

Annexe 4 : Référentiels

Référentiel	Géocentré	Exocentré (ou Allocentré)	Egocentré
... se base sur	la verticale gravitaire	des points de repères situés dans l'espace (externe)	le référentiel propre au corps de l'individu ; la position des différents segments corporels entre eux, la tête en particulier
renseigné par ... (majoritairement)	le système vestibulaire, mais aussi les entrées visuelles, proprioceptives, et cutanées plantaires (qui servent elles aussi de détecteurs d'erreur au regard de la valeur de référence)	la vision	le système proprioceptif et somatosensoriel (somesthésique)
Exemple	Recherches en micro gravité	lorsque l'on cherche à maintenir la tête stable grâce à un point de fixation visuelle (exemple : lors d'un tour)	debout, alignement tête/tronc/jambes grâce à l'activité antigravitaire
Représentation	L'orientation du corps par rapport à la verticale gravitaire ; important dans la position debout et l'équilibre	Représentation des forces (comme l'appui) Permet l'évaluation des déplacements du corps par rapport à l'espace	Représentation de la géométrie du corps

Annexe 5 : Tableau de synthèse recensant les facteurs prédisposants et précipitants, les critères d'évaluation pour chacun et tests existants, et les interventions possible. Certains extraits sont issus de SFGG-HAS (service des bonnes pratiques professionnelles), « Evaluation et prise en charge des personnes âgées faisant des chutes répétées » / Avril 2009

	Facteur prédisposant	Critères d'évaluation et Test (exemples)	Intervention possible
Polymédication	Poly-médication quotidienne , car le nombre de médicaments par jour témoigne non seulement d'un mauvais état de santé où se cumulent les facteurs de risque intrinsèques de chute mais il existe un risque accru d'effets primaires ou secondaires des médicaments qui interagissent entre eux. Certaines classes thérapeutiques ont aussi été particulièrement associées à un risque de chute élevé.	Seuil de ≥ 4 /jour ? Classes thérapeutiques utilisées ? par exemple les psychotropes (incluant les benzodiazépines, les hypnotiques, et les neuroleptiques) ; les opiacés ; antiépileptiques et les antidépresseurs ; les médicaments cardio-vasculaires tels que les diurétiques, dixogine ou anti-arythmique de classe 1	Réviser (si possible) la prescription médicale, surtout en cas de poly-médication et/ou prise des psychotropes ou de médicaments cardio-vasculaires à risque
Récepteurs	Une baisse de l'acuité visuelle (notamment de loin), une sensibilité aux contrastes altérée ou des altérations périphériques du champ visuel favoriseraient les chutes (notamment sur obstacle)	évaluée avec les échelles Monnoyer et/ou Parinaud	correction des troubles de la vision, liés à la cataracte par exemple
	Troubles de la sensibilité proprioceptive	recherchés à l'aide d'un mono-filament au niveau de la voûte plantaire ou d'un diapason placé au niveau de la malléole externe.	CF. manuscrit
	Organisation sensorielle ; Disponibilité et fiabilité des informations sensorielles ; Capacité d'adaptation et de résolution des conflits,...	<i>Foam & Dome</i> Test : maintenir au maximum 30 secondes, nu-pieds, les positions associant la présence des afférences visuelles, vestibulaires et somato-sensorielles, biaisées ou non.	CF. manuscrit
Effecteurs	Diminution de la force et/ou de la puissance des membres inférieurs Certains travaux ont récemment insisté sur la dénutrition protéino-énergétique et son retentissement sur la force musculaire et les structures neurologiques périphériques et centrales (cf. manuscrit)	Capacité à se relever d'une chaise sans l'aide des mains ? Etat nutritionnel global ? (<i>apport journalier min de 800 UI, de vitamine D si carence, etc.</i>) Apport journalier calcique alimentaire entre 1 et 1,5g IMC (critère de dénutrition retenu : < 21) Perte de poids récente (indicateur de dénutrition si $\geq 5\%$ en 1 mois ou $\geq 10\%$ en 6 mois)	→ corriger la dénutrition → pour des chuteurs récurrents, combiner des exercices sollicitant l'équilibre, un travail de la force et de la puissance musculaire des membres inférieurs serait efficace, alors qu'une activité physique non spécifique ne l'est pas (McMurdo <i>et al.</i> 2000).
	Troubles au niveau des membres inférieurs et/ou du rachis (arthrose, douleurs,..) : causes fréquentes de chutes car elles modifient la stabilité posturale et/ou limitent les amplitudes articulaires des mouvements des membres impliqués dans la locomotion (Stel <i>et al.</i> 2003; Bergland <i>et Wyller</i> 2004). Par exemple, les atteintes ostéo-articulaires dominées par la limitation d'amplitude des articulations coxo-fémorales les privent de leur fonction d'adaptation de l'équilibre en situation extrême ; une raideur introduisant une dorsi-flexion de cheville limitée a également une influence sur le risque de chute	Rechercher des signes d'arthrose, une pathologie inflammatoire rhumatismale, des déformations articulaires, ou des douleurs de caractère mécanique.	en cas d'ostéoporose avérée, débiter un traitement anti-ostéoporotique.

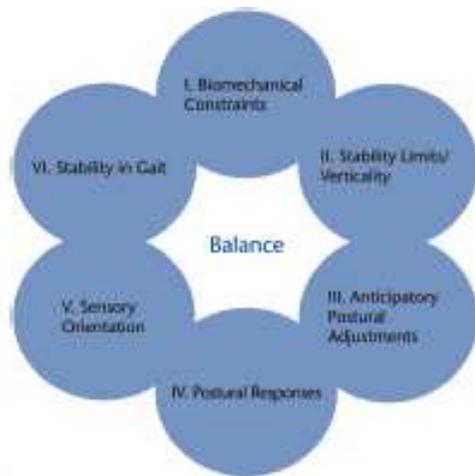
	<p>Anomalies des pieds. Souvent oubliés quand bien même ils constituent l'unique zone de contact du corps avec le sol en position érigée, les pieds jouent pourtant un rôle important dans le maintien d'un équilibre stable: des déformations du pied ont un effet sur la locomotion, les transferts de corps, et l'équilibre postural via des anomalies de la proprioception (Menz <i>et al.</i> 1999, 2005; Keegan <i>et al.</i> 2002; Sherrington <i>et al.</i> 2003)</p>	<p>déformations des orteils comme l'hallux valgus ou les orteils en griffe ; durillons, zones d'hyperkératose, ongles déformés ou douleurs), dont la prévalence est très élevée chez la PA (estimée à 80% par Menz <i>et al.</i> 2001)</p>	
<p style="writing-mode: vertical-rl; transform: rotate(180deg);">Troubles de la marche et/ou de l'équilibre</p>	<p>Quand l'équilibre statique unipodal est anormal, le patient a un risque de chute grave plus élevé (Vellas <i>et al.</i> dans le cadre du suivi des cohortes d'Albuquerque et de Toulouse). C'est un facteur simple et reconnu de prédiction de récidence</p>	<p>« <i>Tenez en équilibre sur une jambe</i> » A partir de ce test simple, la qualité et le temps maximal de la station en appui unipodal sont évalués. Une anomalie est retenue si le patient ne parvient pas à se maintenir plus de 5 secs sur un pied (sensibilité de l'examen évaluée à 37 %, spécificité à 76 %)</p>	
	<p>Une fragilité posturale en mobilité témoigne d'un risque de chute ultérieure.</p> <p>L'évaluation clinique de la mobilité est une étape importante dans la recherche du mécanisme de la chute mais aussi de l'évaluation du risque de nouvelle chute. Afin d'être pertinente celle-ci doit nécessairement cibler les deux activités motrices à haut risque de chutes de la personne âgée que sont le déplacement du corps lors de la marche et les transferts dans le plan antéro-postérieur entre les positions assises et debout, des activités motrices complexes qui requièrent une coordination et une interaction entre posture et mouvement. Bien que non validée par des études prospectives, la difficulté au demi-tour est notamment un indicateur largement reconnu, témoin d'une difficulté à la coordination et à l'adaptation posturale.</p> <p>→ <i>Tests globaux (GUG/TUG, Tinetti, Berg Balance Scale,..)</i></p>	<p>- « <i>Levez vous et faites quelques pas</i> » (<i>Timed up and go test</i>, version chronométrique du « <i>get up and go</i> » (Mathias, Nayak <i>et al.</i> 1986; Podsiadlo <i>et al.</i> 1991) (<i>consignes : se lever d'une chaise à accoudoirs, marcher en avant sur 3 mètres, faire demi-tour, retourner s'asseoir après avoir fait le tour de la chaise</i>). Le temps de réalisation au test (> 20 secs) témoignerait d'une fragilité posturale. Mais bien qu'il soit aujourd'hui recommandé pour l'évaluation clinique du risque de chutes par des sociétés savantes (Society 2001 ; SFGG 2009), il n'est pas encore validé dans cet objectif</p> <p>- Le test de <i>Tinetti</i> se base sur une dizaine de situations posturales pour évaluer la marche et l'équilibre et détecter d'éventuelles anomalies. Ce test indiquerait un risque de chute élevé pour un score total inférieur à 20/28 (Ref ; cf.annexes)</p> <p>- La <i>Berg Balance Scale</i> est une évaluation de l'équilibre reposant sur l'observation de 14 mouvements habituels quotidiens, de leur maîtrise d'exécution et du temps nécessaire pour les réaliser. Elle est souvent utilisée pour établir un pronostic fonctionnel après un AVC par exemple.</p>	<p>→ utilisation d'une aide technique à la marche adaptée au trouble locomoteur et/ou de l'équilibre</p> <p>→ pratique régulière de la marche ou toute autre activité centrée sur un travail de l'équilibre postural favorise un meilleur équilibre. En cas de trouble de la marche et/ou de l'équilibre, la prise en main pourra consister à proposer des séances de kinésithérapie avec une prise en charge spécifique incluant un travail de l'équilibre postural statique et dynamique, un renforcement de la force et de la puissance musculaire des membres inf. et proposer d'autres techniques, incluant la stimulation des afférences sensorielles ou l'apprentissage du relevé du sol.</p>
	<p>la variabilité du pas serait un marqueur sensible et spécifique de la chute à domicile de la personne âgée (Hausdorff <i>et al.</i> 2001 ; Maki 1997) + la réduction de la vitesse de marche induite par une diminution de la longueur du pas et une augmentation du temps de double appui sont les anomalies liées à l'âge couramment citées (Nutt, Marsden <i>et al.</i> 1993; Hausdorff <i>et al.</i> 2005; Beauchet <i>et al.</i> 2006)</p>	<p>L'évaluation de la marche permet de compléter avec précision les caractéristiques concernant l'équilibre. Il s'agit d'observer tout d'abord les chaussures portées ; la présence ou non d'un support de marche ; mais aussi et surtout certains paramètres spatio-temporels au niveau de la cinématique du mouvement (patron, vitesse, cadence, distance et endurance). + intérêt de l'escalier (patron et endurance)</p>	

	<p>Charge attentionnelle forte d'une tâche posturale automatique : Depuis quelques années des équipes de recherche tentent d'utiliser la charge attentionnelle requise par la marche pour prédire la chute <i>via</i> des paradigmes de double tâche. La principale étude dans le domaine est celle de Lundin-Olsson et al. en 1997, 1998), réalisée au sein d'une population âgée institutionnalisée et l'une des premières à avoir établi un lien entre le fait de s'arrêter de marcher lors d'une conversation et la survenue d'une chute dans les 6 mois suivant la réalisation du test de marche Bien que les résultats obtenus depuis en double tâche et en relation avec la chute soient contradictoires (Bloem, Valkenburg et al. 2001)</p>	<p>« <i>Que pensez vous de ?</i> » Certains cliniciens cherchent à savoir si les patients s'arrêtent de marcher en parlant (<i>stop Walking when Talking?</i> test). Le principe de ces paradigmes de double tâche est de réaliser en marchant une tâche attentionnelle et d'étudier les modifications de la marche qui en résultent ainsi que leur relation avec la chute. certaines démontrant un lien et d'autres pas, la validité du test a fait l'objet d'une petite étude prospective auprès de 58 résidents fragiles (démence, antécédent d'AVC et/ou dépression) d'une résidence suédoise de personnes âgées où il a montré une excellente spécificité (98 %), mais une sensibilité médiocre (48 %)</p>	<p>CF. manuscrit</p>
<p style="writing-mode: vertical-rl; transform: rotate(180deg);">Ajustements Posturaux</p>	<p>Altération des ajustement posturaux ... anticipateurs : Si les effets du vieillissement sur la relation posture/mouvement sont mal connus, la pratique montre que les personnes âgées présentent des altérations des anticipations posturales qui se manifestent par des effets déséquilibrants majorés au cours du mouvement.</p>	<p>Les tests expérimentaux relatifs à l'anticipation posturale proposés par l'AFREK consistent à proposer 3 mouvements pour évaluer l'anticipation des sujets : se pencher en avant en position debout (anticipation attendue : recul du bassin); soulever un pied (anticipation attendue : déplacer le bassin latéralement), monter sur la pointe des pieds, . La qualité de la réponse cotée quantifie le risque de chute : 0 (normal), 1 (essaie, mais se montre instable), 2 (risque de chute), 3 (l'observateur évite la chute)</p>	<p>CF. manuscrit</p>
	<p>Altération des ajustements posturaux ... réactifs ou compensatoires : réactions de redressement (réflexes posturaux qui intéressent la tête et le tronc, permettant de maintenir le corps dans l'axe corporel) , d'équilibration (<i>continuum de la tête et du tronc par les membres pour permettre au corps de se réajuster dans son axe ? mouvements des membres par rapport au tronc pour réagir contre la chute lorsque le corps ne peut être ramené dans sa base de stabilité ?</i>) et/ou de protection (ex: réactions de type « parachute ») ; dans le plan frontal et sagittal</p>	<p>L'équilibre statique est étudié lorsque le sujet maintient la position produite par le physiothérapeute sans déplacement, pendant 30". Cela permet d'observer les réactions de redressement; puis au niveau dynamique, le thérapeute exerce des poussées franches vers la droite, la gauche, l'avant et l'arrière permettant de créer un déséquilibre et évaluer les réactions compensatoires d'équilibration et de protection (présence ?, vitesse, qualité, amplitude,.. ou ce qui peut poser problème (faiblesse musculaire, crainte, contracture,..). Un déséquilibre à ces poussées serait prédicteur du risque de chute avec une sensibilité de 38 % et une spécificité de 94%. La recherche des réactions parachutes aux membres inférieurs et supérieurs, est possible avec une poussée plus ample permettant de faire sortir le centre de gravité de l'individu du polygone de sustentation.</p>	<p>CF. manuscrit</p>

Evaluation cognitive ; pathologie médicale	<p>Un syndrome dépressif est un facteur de risque de chutes de la personne âgée fréquemment cité, mais jusqu'à présent, peu d'études se sont centrées sur cet objet d'étude (Lord, Clark <i>et al.</i> 1991). Des troubles de l'humeur ou une humeur dépressive s'accompagnent généralement d'un ralentissement moteur, appartenant à la symptomatologie dépressive. Ces modifications « psychomotrices » affectent des actes moteurs allant de la mimique facile aux caractéristiques spatiotemporelles de la marche (Lemke, Broderick <i>et al.</i> 1997, Sloman, Berridge <i>et al.</i> 1982) : vitesse de marche plus lente, réduction de la cadence : longueur du pas plus courte, temps de double appui et de cycle plus longs ; des corrélations également retrouvées chez les parkinsoniens (Vierregge, Stolze <i>et al.</i> 1997).</p>	<p>Dépister la présence de symptômes ou d'un état dépressif avec l'échelle de dépression gériatrique à quatre items (Mini GDS) ; cf. aussi la classification DSM-IV et ICD-10 qui caractérise la dépression (Kraepelin 1968; Lemke, Broderick <i>et al.</i> 1997)</p>	CF. manuscrit
	<p>Un déclin cognitif de niveau démentiel : chez les personnes atteintes de troubles cognitifs, l'incidence annuelle des chutes atteint le double de l'incidence constatée chez les personnes âgées considérées comme normales sur le plan cognitif (Buchner 1987, Morris 1987, Tinetti 1988 et 1995, Shaw 1998), en particulier chez les hommes (van Dijk, 1993) et si la maladie est à un stade modéré (Nakamura 1996). De plus, les blessures sérieuses sont plus fréquentes chez les personnes âgées atteintes de démence que chez les personnes âgées n'ayant pas de troubles cognitifs: 25 à 30 % de fractures consécutives de plus (Shaw 1998, Buchner 1987, Guo 1998, Nevitt 1991), 5 fois plus de risques d'institutionnalisation (Morris 1987). La probabilité de décès dans les 6 mois suivant une fracture de la hanche est de 71%, soit 3 fois plus que chez les personnes âgées sans trouble cognitif (Baker 1978).</p> <p>Les facteurs propres à la démence augmentent à la fois le risque de chute et de traumatismes subséquents : défaut de vigilance, mauvaise évaluation des situations dangereuses, altération de la motricité, de l'organisation sensorielle et de l'équilibre, trouble du comportement avec déambulation, utilisation plus grande des psychotropes, comorbidité élevée, poids moins élevé pouvant être dû à la dénutrition. Si le lien entre troubles cognitifs, chutes et leurs conséquences est démontré, les interventions dirigées vers les personnes âgées avec atteinte cognitive ou démence n'ont donné lieu à aucune étude probante.</p>	<p>Evaluer les ressources cognitives à l'aide du test classique d'évaluation des fonctions cognitives MMSE ("<i>mini mental status examination</i>") comportant 18 questions ou épreuves qui testent l'orientation temporo-spatiale, la mémoire, l'attention, le calcul, les praxies et le langage (score anormal et déclin suspecté par un score <27/30 à interpréter selon le niveau socio-éducatif de la personne)</p> <p>Il existe aussi les tests Codex (test des 3 ou 5 mots & test de l'horloge, faisant intervenir des fonctions telles que praxies visuo-constructives, mémoire, fonctions exécutives, attention notamment) : recherche l'existence de troubles cognitifs en rapport avec une démence. En cas d'échec, des questions évaluent l'orientation dans l'espace compléteront le diagnostic de démence</p>	

Recensés ci-dessous, les facteurs précipitants suivants sont à rechercher dans l'origine d'une chute ; et certains peuvent être corrigés (→)

Cardio-Vasculaires	* troubles du rythme et/ou de conduction (Kenny <i>et</i> Richardson 2001; Rubenstein <i>et</i> Josephson 2002) ; malaise, perte de connaissance, ECG & test d'hypotension orthostatique en cas de signes d'appel (Davison <i>et al.</i> 2005) → <i>traitement de certains troubles du rythme ou de conduction par la mise en place d'un stimulateur cardiaque</i>
Neurologique	* déficit neurologique sensitivomoteur, sémiologie extrapyramidal, apallescémie des membres inférieurs, confusion mentale,.
Vestibulaires	* vertige (sensation erronée de mouvement due à l'impression que l'espace environnant se déplace ou tourne autour de la personne, ou que la personne elle-même se déplace dans un environnement fixe). Le vertige paroxystique positionnel bénin (VPPB) représente 25 à 35 % des causes de vertiges, dû au détachement de petits cristaux de l'oreille interne (appelés otoconies), qui vont flotter dans les liquides de l'oreille interne et déclencher le vertige lors de certains mouvements, souvent, idiopathique (pas de cause sous-jacente pour l'expliquer). Cf. une latéro-déviaton au test de Romberg → <i>traitement de l'hypotension orthostatique, recherche causes vertige</i>
Métaboliques	* hyponatrémie, hypoglycémie (ex: diabétiques, Tilling, Darawil <i>et al.</i> 2006, Nelson, Dufraux <i>et al.</i> 2007), médicaments, excès d'alcool
Environnementaux	<p>Différentes études (Dargent-Molina 1995 ; Epac (BEH 2007) ont montré que les chutes surviennent principalement au domicile (entre 30 et 60% des cas), ou à l'intérieur d'un immeuble. Au domicile, la chute peut survenir dans toutes les pièces (escaliers souvent signalés comme dangereux). Pour celles survenant sur la voie publique - les stationnements ou le trottoir, en cause des surfaces inégales, glissantes ou mal éclairées. Sont moins fréquemment évoquées les zones de transport (16 %) ou autres lieux. Le risque de fracture est significativement augmenté en cas de chute sur sol dur (goudron, ciment, pierre, carreaux, parquet, etc.) (Nevitt <i>et</i> Cummings 1993 ; données confirmées par la Direction générale de la Santé publique dans une étude menée au Québec en 2004). A noter également qu'il y a une interaction complexe entre environnement et comportement : les plus autonomes chutent à l'extérieur, les plus fragiles à domicile. Elles surviennent le plus souvent au cours d'activités courantes de déambulation (au moment de la chute, la marche est l'activité la plus courante (69 %), puis viennent les activités domestiques (8%)); une minorité sont en rapport avec des activités moins habituelles (jeu et loisirs (5%), bricolage, pratique d'un sport, grimper à l'échelle, etc.). La survenue des chute lors d'activités « simples » de la vie quotidienne entraînant un déplacement du corps tel que la marche ou les transferts de position du corps <i>de type passage assis-debout ou inversement</i> (se lever ou s'asseoir sur une chaise ou un lit) sous-entend une instabilité posturale, d'où l'intérêt d'évaluer la mobilité. De plus, Shumway <i>et col.</i> ont montré une prévalence de la chute lorsqu'il y a une interaction type double-tâche chez les populations de « chuteurs » (modif. de la surface d'appui). → Comme l'environnement domiciliaire semble induire plus fréquemment des chutes, des travaux ont été menés pour identifier les caractéristiques d'ergonomie de l'habitat inadaptées à une locomotion sans risque (Carter, Campbell <i>et al.</i> 1997) : l'éclairage ou une luminosité inadéquate, l'encombrement (présence d'objets au sol, mal rangés, ou au niveau des lieux de passage, animaux domestiques,...), la nécessité d'un instrument d'aide comme une canne, la configuration du lieu de vie, des chaises bancales ou tapis mal fixés, un sol mouillé, glissant ou irrégulier, lit trop bas,... constituent quelques exemples de facteurs environnementaux fréquemment mis en cause lors d'une démarche gériatologique post-chute ou considérés comme étant responsables de leur chute par les personnes âgées (Connell <i>et</i> Wolf 1997). Cependant, Lord, Menz <i>et al.</i> 2006 ont montré dans leur revue de la littérature, que la relation de causalité entre milieu de vie inadapté et chute est complexe et semble dépendre de l'état de santé de la personne âgée en raison d'interactions possibles entre les capacités physiques d'un individu et les conditions de déplacement considérées à risque de chute: significative pour les personnes vigoureuses vs. non pour les personnes fragiles (Speechley <i>et</i> Tinetti 1991; Northridge, Nevitt <i>et al.</i> 1995; Weinberg <i>et</i> Strain 1995). Néanmoins, en raison de la suspicion de relation de causalité entre un environnement inadapté et la survenue de chutes, de nombreux programmes de prévention de la chute ont inclus des aménagements du domicile pour tenter de réduire le risque de chute (Josephson, Fabacher <i>et al.</i> 1991). Les effets des interventions jugées via des essais cliniques randomisés et ayant pour objectif l'aménagement du milieu de vie montrent des résultats divergents (Lord, Menz <i>et al.</i> 2006). Ils se sont montrés effectifs chez les personnes âgées à risque de chute élevé et à mobilité réduite mais inopérants chez celles étant à faible risque.</p> <p>Enfin, le chaussage est important à souligner, car inadapté (chaussures lâches, sans maintien du pied, semelle usée ou glissante, talon haut, étroit, semelle souple et épaisse, tige de faible hauteur,...), ce sont autant de paramètres associés à un risque de chute accru (Lord <i>et al.</i> 1996, 1999; Koepsell, Wolf <i>et al.</i> 2004) → le port de chaussures à talons larges et bas, à semelles fines et fermes avec une tige remontant haut, est préconisé pour réduire le risque de chute chez la personne âgée).</p>
Comportementaux	Ces facteurs concernent principalement les habitudes de vie, comme la consommation d'alcool, la sédentarité, la malnutrition ou les prises de risques. Sur ce dernier point, la chute n'est pas uniquement le problème de sujets très âgés, en mauvaise santé ou mauvaise condition physique. D'ailleurs dans plusieurs études prospectives, le pourcentage de personnes âgées vigoureuses chutant lors d'un suivi de 1 an varie de 20 à 40 % et le % de chutes s'accompagnant d'une blessure grave est significativement plus élevé dans ce groupe (22 % vs 6 %), sans doute du fait de leur plus grand niveau de capacités physiques ou de mobilité.



I. Biomechanical Constraints	II. Stability Limits/Verticality	III. Anticipatory Postural Adjustments	IV. Postural Responses	V. Sensory Orientation	VI. Stability in Gait
1. Base of support	6. Sitting verticality (left and right) and lateral lean (left and right)	9. Sit to stand	14. In-place response, forward	19. Sensory integration for balance (modified CTSIB) Stance on firm surface, EO Stance on firm surface, EC Stance on foam, EO Stance on foam, EC	21. Gait, level surface
2. CoM alignment	7. Functional reach forward	10. Rise to toes	15. In-place response, backward		22. Change in gait speed
3. Ankle strength and ROM	8. Functional reach lateral (left and right)	11. Stand on one leg (left and right)	16. Compensatory stepping correction, forward		23. Walk with head turns, horizontal
4. Hip/trunk lateral strength		12. Alternate stair touching	17. Compensatory stepping correction, backward	20. Incline, EC	24. Walk with pivot turns
5. Sit on floor and stand up		13. Standing arm raise	18. Compensatory stepping correction, lateral (left and right)		25. Step over obstacles
					26. Timed "Get Up & Go" Test
					27. Timed "Get Up & Go" Test with dual task

² CoM=center of mass, ROM=range of motion, CTSIB=Clinical Test of Sensory Integration for Balance, EO=eyes open, EC=eyes closed.

Annexe 6 :

Résumé des items du Système d'Evaluation de l'Equilibre ("Balance Evaluation Systems Test" -BESTest-) par catégorie sous-jacente au contrôle postural

Annexe 7 :

Nouvelle publiée dans la revue Médecine/Sciences sur la maladie de Parkinson et le TaiChi

NOUVELLE

La médecine occidentale adepte du Tai Chi (太極拳) ?

Maëva Le Goïc*

médecine/sciences, 2, rue d'Alésia,
75014 Paris, France.
maevalgo@gmail.com

> Le *New England Journal of Medicine* vient de publier les résultats d'un essai clinique analysant les bienfaits de la pratique du Tai Chi chez des patients atteints de la maladie de Parkinson [1]. Déjà en 2010, cette même revue avait rapporté les résultats positifs de cette technique dans la fibromyalgie [2, 3] (→). L'intérêt croissant suscité par le Tai Chi en médecine, essentiellement

(→) Voir m/s n° 10, octobre 2010, page 820

dans trois domaines, cardiovasculaire, neurologique et rhumatologique ne se dément pas : 60 essais cliniques sont actuellement répertoriés dans *clinicaltrials.gov*. Beaucoup concernent la prévention des chutes chez les personnes âgées et ont conduit à un consensus relativement clair sur l'efficacité du Tai Chi pour l'amélioration de l'équilibre [4-6]. La médecine occidentale se convertirait-elle à l'approche empirique et philosophique de la médecine traditionnelle chinoise, dont cet art martial ancestral d'inspiration taoïste est emblématique ? Le Tai Chi évoluerait-il du statut de gymnastique corporelle à celui d'outil thérapeutique validé par les contraintes méthodologiques et statistiques d'un essai clinique en bonne et due forme ?

Efficacité du Tai Chi dans les troubles de l'équilibre de la maladie de Parkinson

L'objectif des scientifiques de l'institut de recherche de l'Orégon (États-Unis) était, chez des patients parkinsoniens, de comparer l'efficacité du Tai Chi à celle de deux

autres programmes d'activité physique : un travail de renforcement musculaire et le *stretching*. Le choix des patients est particulièrement pertinent car la symptomatologie motrice dans cette maladie neurodégénérative engendre des troubles de la posture et de l'équilibre très handicapants. Les trois symptômes moteurs cardinaux sont le tremblement de repos, la rigidité, responsable d'une attitude en flexion, la bradykinésie et l'akinésie (ou *freezing*) qui entraînent un retard d'apparition des réactions de protection et d'équilibration, à l'origine de nombreuses chutes. En effet, il y a un déficit des ajustements posturaux nécessaires pour compenser les déséquilibres permanents auxquels est soumis le corps, qu'ils soient d'origine interne (réalisation d'un mouvement volontaire) ou externe (déstabilisation inattendue comme lorsque l'on tire légèrement la personne par le dos de son vêtement). Or, contrairement aux tremblements, la perte de stabilité posturale n'est pas améliorée par les médicaments, et peut même être aggravée. Aucun programme d'exercice physique ne fait actuellement consensus pour traiter ces troubles moteurs, même si la sollicitation musculaire et articulaire associée à des approches pour améliorer la marche (indigage visuel et auditif) et l'exécution motrice (stratégies cognitives) est encourageante [7].

Le protocole des chercheurs consistait en un programme d'exercice physique de deux séances d'une heure par semaine, et ce pendant six mois. Il a été appliqué chez 195 patients atteints de maladie de Parkinson (âge moyen 68 ans), dont 84 % avaient un stade au moins égal à 2 sur l'échelle de Hoehn et Yahr. La répar-

tation des patients dans l'un des trois groupes - Tai Chi, renforcement musculaire ou *stretching* - était tirée au sort (65 patients par groupe). Les séquences de Tai Chi étaient choisies pour solliciter spécifiquement des ressources impliquées dans la régulation de l'équilibre et des troubles moteurs associés à la maladie de Parkinson (mouvement contrôlé, transferts du poids du corps, réalisation de pas latéraux et antéropostérieurs, maintiens statiques sur un ou deux pieds, rotations du tronc, positions symétriques, alignement corporel, etc.). Le travail contre résistance avait pour objectif le renforcement des muscles impliqués dans le contrôle postural, et le *stretching*, l'assouplissement à travers des exercices de faible intensité et des mobilisations douces.

Deux critères de jugement principaux ont été retenus pour évaluer la stabilité posturale : l'excursion maximale du centre de pression, obtenue en demandant au patient de s'incliner en allant le plus loin possible sans déplacer ses pieds dans plusieurs directions de l'espace, et le contrôle directionnel, évaluant la quantité de mouvements effectivement réalisés vers la cible *versus* les gestes superflus. Ces indicateurs ont été mesurés à l'aide d'outils de posturographie dynamique numérisée, avant et pendant l'essai (à 3 et 6 mois), puis 3 mois après l'arrêt des exercices. Pour ces deux critères - sur une échelle arbitraire dont le 100% représente l'individu normal, le patient au départ se situant à 65% -, un gain de 10% a été observé dans le groupe Tai Chi après 6 mois de pratique bihebdomadaire. Ce gain était significativement plus élevé que celui observé avec les 2 autres protocoles d'entraînement

* L'auteur contribue à *médecine/sciences* dans le cadre d'une mission doctorale financée par l'université Paris-Descartes.

($p < 0,001$) : 4 % dans le groupe renforcement musculaire et nul dans le groupe *stretching*, cette dernière pratique ayant même eu des effets quasi délétères sur la stabilité posturale des patients. Les critères secondaires évaluaient la qualité de la démarche (longueur de pas, vitesse de marche), le potentiel à réaliser des gestes quotidiens (se lever et marcher, effectuer une tâche de pointage, etc.) et le nombre de chutes. À nouveau, le Taï Chi a conduit à une amélioration des performances des patients, cette fois similaire à celle procurée par les exercices de renforcement musculaire, mais, une fois de plus, significativement supérieure à celle du *stretching*. Par exemple, l'incidence des chutes chez les Parkinsoniens ayant pratiqué le Taï Chi était réduite de 67 % ($p < 0,001$) par rapport aux patients ayant suivi le programme *stretching*. Tous ces effets bénéfiques persistaient au moins trois mois après la fin du protocole. De tels résultats comparatifs démontrent les bénéfices consécutifs à la pratique du Taï Chi et, bien qu'il ne faille pas négliger le biais qu'introduit l'absence d'une analyse en double aveugle (impossible ici), voici une piste intéressante, peu onéreuse et accessible à tous les patients.

La médecine traditionnelle chinoise au secours des sociétés occidentales vieillissantes

Quelle spécificité pour le Taï Chi ?

En quoi le Taï Chi diffère-t-il des autres activités physiques et pourquoi semble-t-il plus efficace que celles-ci chez le patient parkinsonien ou la personne âgée [8] ? Un détour par la légende qui inspira le Taï Chi est une manière d'appréhender cette question : alors qu'il méditait, le maître taoïste Zhang San Feng entendit un chant merveilleux surnaturel. Observant autour de lui, il aperçut sur la branche d'un arbre un oiseau qui fixait attentivement le sol. Au pied de l'arbre, un serpent dressait sa tête vers le ciel. Leurs regards s'affrontaient. Soudain, l'oiseau fondu sur le serpent et l'attaqua avec de

furieux coups de patte et de bec. Le serpent, ondulant et fluide, esquiva habilement les violentes attaques de son adversaire. Il continua sa danse circulaire qui le rendait insaisissable jusqu'à ce que l'oiseau, après de nombreux assauts, finisse par être épuisé de ses efforts inefficaces. Le serpent triompha grâce à des mouvements lents, amples, arrondis et continus, qui, comme au Taï Chi, n'ont ni début ni fin, mais s'écoulent sans interruption « comme les eaux du fleuve Yang-Tsé », dans une détente qui permet à l'énergie de circuler librement. La particularité du Taï Chi Chuan réside dans l'extrême lenteur d'exécution associée à la dynamique du mouvement, ce qui exige un contrôle très fin des transferts du poids du corps lors du passage d'une position à une autre dans un mouvement précis et contrôlé. Un geste lent permet un *feedback* permanent concomitant à son exécution via la modalité proprioceptive musculaire (couples contraction-étirement et contraction-relâchement). Ce flux d'informations musculo-ligamentaires permet une réactualisation à chaque instant des paramètres du mouvement (équilibre, tonus musculaire, coordinations alternées et rapport de symétrie entre les parties corporelles), facilite l'identification des blocages et la prise de conscience des limites et capacités d'équilibre (*self-awareness*). Cela contribuerait à réduire la peur de tomber si pernicieuse chez les personnes âgées [9]. Outre la lenteur de son exécution, la séquence de mouvements du Taï Chi est apprise et répétée, ce qui permet au sujet d'affermir son sens de la position articulaire en jouant sur les seuils perceptifs du mouvement. En répétant un geste à l'identique avec des angles articulaires spécifiques, c'est non seulement la mémoire corporelle qui s'exerce mais également la conscience sensorielle. Des études ont ainsi montré un meilleur repositionnement et une meilleure détection des changements de position articulaire au niveau du genou [10] ou de l'épaule

en rotation [11] après quelques mois d'entraînement ; de même, les adeptes du Taï Chi détectaient avec plus d'acuité que les pratiquants réguliers de la course à pied ou de la natation des mouvements de la cheville de faible amplitude [12]. Or la perte de la kinesthésie au niveau de la cheville est en grande partie responsable du risque de chute chez les personnes âgées qui, elles, utilisent surtout les informations proprioceptives provenant de la hanche.

Le Taï Chi solliciterait donc particulièrement les ressources impliquées dans le contrôle postural statique mais aussi dynamique, particulièrement bénéfique dans ce flirt perpétuel avec le déséquilibre qui se joue lors de la réalisation d'une séquence gestuelle alternant initiation d'un pas, maintiens unipodaux, rotations intersegmentaires, etc. De plus, il met l'accent sur le rythme, la respiration, la symétrie, etc., ce qui est intéressant pour le traitement des troubles moteurs associés à la maladie de Parkinson comme la bradykinésie, l'akinésie, la raideur musculaire ou l'asymétrie.

Conclusion : quels corrélats neuronaux ?

Si tous les indices témoignant d'une stabilité réduite et dont on a montré la prévalence dans le risque de chutes sont ainsi améliorés par la pratique du Taï Chi à raison de une ou deux séances pendant quelques semaines [8], les corrélats neuronaux sous-jacents sont encore méconnus. Des études très récentes [13] mettent en évidence après 12 semaines de pratique du Taï Chi des modifications du réflexe de Hoffmann¹ qui est facilité dans des conditions sensorielles difficiles (yeux fermés, surface instable) par régulation des structures supra-spinales, ce qui suggère une neuroadaptation. Des études en IRM (imagerie à résonance magnétique) pourront peut-être révéler

¹ Le réflexe H est induit par une stimulation électrique du nerf qui permet, à faible intensité, de recruter les fibres sensibles par lesquelles l'excitation gagne la moelle épinière avant de revenir au muscle correspondant via les fibres α .

d'autres modifications cérébrales, comme elles l'ont fait chez les joueurs de basket ou de golf [14, 15] (→), les plongeurs ou les adeptes du tir à l'arc. ♦

The western medicine is fan of Tai Chi

(→) Voir m/s n° 1,
vol. 28, janvier 2012,
page 51

LIENS D'INTÉRÊT

L'auteur déclare n'avoir aucun lien d'intérêt concernant les données publiées dans cet article.

RÉFÉRENCES

1. Li F, Harmer P, Fitzgerald K, et al. Tai Chi and postural stability in patients with Parkinson's disease. *N Engl J Med* 2012 ; 366 : 511-9.
2. Wang C, Schmid C, Rones R, et al. A randomized trial of Tai Chi for fibromyalgia. *N Engl J Med* 2010 ; 363 : 743-54.
3. Coulombel L. La médecine chinoise à l'épreuve des essais contrôlés. *Med Sci (Paris)* 2010 ; 10 : 820.
4. Wolf SL, Barnhart HX, Kutner NG, et al. Reducing frailty and falls in older persons: an investigation of Tai Chi and computerized balance training injuries. Atlanta FICSIT group. Frailty and injuries: cooperative studies on intervention techniques. *J Am Geriatr Soc* 1996 ; 44 : 489-97.
5. Low S, Ang LW, Goh KS, et al. A systematic review of the effectiveness of Tai Chi on fall reduction among the elderly. *Arch Gerontol Geriatr* 2009 ; 48 : 325-31.
6. Schleicher MM, Wedam L, Wu G. Review of Tai Chi as an effective exercise on falls prevention in elderly. *Res Sports Med* 2012 ; 20 : 37-58.
7. Keus S, Bloem B, Hendricks E, et al. Evidence-based analysis of physical therapy in Parkinson's disease with recommendations for practice and research. *Mov Disord* 2007 ; 4 : 451-60.
8. Hong Y Li JX. Biomechanics of Tai Chi: a review. *Sports Biomechanics* 2007 ; 6 : 453-64.
9. Zijlstra G, van Haastregt J, van Rossum E, et al. Interventions to reduce fear of falling in community-living older people: a systematic review. *J Am Geriatr Soc* 2007 ; 55 : 603-15.
10. Li JX, Xu D, Hong Y. Effects of 16-week Tai Chi intervention on postural stability and proprioception of knee and ankle in older people. *Ageing* 2008 ; 37 : 575-8.
11. Jacobson BH, Chen HC, Cashel C, Guerrero L. The effect of Tai Chi Chuan training on balance, kinesthetic sense, and strength. *Percept Mot Skills* 1997 ; 84 : 27-33.
12. Xu D, Hong Y, Li J, et al. Effect of tai chi exercise on proprioception of ankle and knee joints in old people. *Br J Sports Med* 2004 ; 38 : 50-4.
13. Chen Y, Crowlez Z, Zhou S, et al. Effects of 12-week Tai Chi training on soleus H-reflex and muscle strength in older adults: a pilot study. *Eur J Appl Physiol* 2011 ; 27 septembre (online).
14. Jäncke L, Koeneke S, Hoppe A, et al. The architecture of the golfer's brain. *PLoS One* 2009 ; 4 : e4785.
15. Le Goïc M. Swinguer pour bien vieillir. *Med Sci (Paris)* 2012 ; 1 : 51.

Annexe 8 : Tableau de littérature sur quelques protocoles expérimentaux utilisés pour perturber la posture debout

Abréviations utilisées :

Ptb : perturbation

TS : Translation de Surface

RS : Rotation de Surface

F, B, L, R : forward, backward, leftward, rightward

JA : jeunes adultes

OA : older adults

Premier Auteur	Date	Objectif de l'étude	Nature (ptb)	Consigne	Caractéristiques de la perturbation					Conditions expérimentales	Nombre d'essais	Paramètres mesurés	Sujets		Imprévisibilité	
					direction		amplitude (cm)	durée (ms)	vitesse (cm/s)				accélération (m/s ²)	nb		JA, PA
Mclroy	1995	Contribution des bras	TS	Aucune	4	F, B, L, R	faible : 6 Forte : 25	600	f : 20 F : 80		Avec/sans rampe	32 essais (4* 8)	EMG, cinémat. des bras	11	JA	Oui : direction et instant
Mclroy	1995	Influence d'une perturbation latérale	TS	Maintenir l'équilibre	8		max : 60		max ; 200	3 niveaux max 10		4 blocs de 48 essais	EMG	10	JA (23/24 a)	Oui
Mclroy	1992	Assymétrie dans le plan frontal lors d'un pas compens.	TS	Maintenir l'équilibre	2	F, B			F : 160 B : 200			8 par direction		23	JA (20-30 a)	Plateforme vue avant l'expérience
Bhatt	2009	Généralisation d'une réponse entraînée	Glissade	Marche			max: 30 +/- 8		max : 181 +/- 49		Essai vs. Controle	37 essais (50% glissade)	Cinématique, GRF	16		Oui
Ghafouri	2004	Etude du « Grasping »	TS	Maintenir l'équilibre	2	L, R			2 : 30 & 90	300/300 ms accel./ decel ; 1&3	Avec/sans vision (200ms)	2 blocs de 14 essais	Mouvement des bras/muscles	12	JA	Oui : direction et instant
Rankin	2000	Etude de la Cognition et du gest de « Grasp »	TS	Sans pas	2	F, B	15		2: 70 (YA) et 60 (OA)		Avec/sans action cognitive (soustraction)	6 essais /cond (=48)	EMG	7, 6	JA, OA	Oui : pour minimiser l'effet "appss"
Henry	1998	Synergies musculaires	TS	Bras croisés, en position confortable	12		9	200	35	0,135		5 essais / cond	EMG lat & ampl	7	JA	Oui
Brown	2001	Effet du profil de l'accélér sur la réponse	TS	Bras croisés, ne pas faire de pas	1	B	2: 5 et 15		2 : 40 et 60		3 profils de perturbation	36 (3 blocs de 12 essais)	EMG, GRF Cinématique	8	JA	
Hsiao	2007	Chute réelle	TS	Maintenir l'équilibre								2x12 (cond)	Cinématique, GRF	6	JA	Oui
Zettel	2002	Effet de contraintes sur le pas compens.	TS	Maintenir l'équilibre	1	B				accel./ decel égale et opposée, immédiatement après	Avec/ sans obstacle et action cognitive (compter à rebours à voix haute)	17 essais	GRF, Cinématique	11	JA	Non
Nijhuis	2009	Réaction "1er essai" et effet de la direction	RS	Maintenir l'équilibre	6							Blocs : 10 séries	Cinématique, GRF, EMG	36	JA	
Keshner	1988	Etude des activités neuromusculaires	TS et RS		2	F, B	3	125		vague sinusoïdale	EO, EC ; ST, SR	40	EMG	10	JA	
Smeesters	2001	Type de la perturbation, direction et localisation impact	<i>faint, slip, trip, step down</i>	Se laisser tomber	3	F, B, Bas			variable			36 essais par sujet	Cinématique	14	JA	Oui : mais ordre des essais connue par les sujets

McIlroy	1999	Etude du rôle du contrôle anticipateur	TS	- pas d'instruction - "faire vite un pas" - déclencher un pas suite à un stimulus visuel	2	F, B	Moyenne et forte	450-900		1.5 à 3 m/s ²	3 conditions (/instructions)	20 (5 par perturbation)	Cinématique, GRF	5	JA (22-28a)	
Oude Nijhuis	2009	Reaction au premier essai	RS	Inclinaison	6 incl		Amplitude constante					10 par bloc	EMG	36	JA	Oui
Bortolami	2003	Etude des réponse de type rattrapage	Hold and release								Avec/sans vue	2 essais par condition (x 4)	EMG: Epaule, genoux	10	JA (19-56a)	
Moore	1988	Effet de la direction sur la réponse	TS				6cm	240 ms	moyenne: 25		Chaque bloc: 5 avant et 5 arrière	80 - 120 essais (blocs de 10)	EMG	6	JA (21-33a)	
Diener	1990	Effet d'un précing de la direction et l'amplit sur les RPA	RS	Sujet debout	2		2° et 6°		80 %/s			4 essais par condition	EMG	25	dont 9 patients parkins. et 10 cerebell.	Oui
Diener	1988	Effet des paramètres de la perturbation (vit, amplit, durée) sur RPA	TS	Bras croisés au niveau de la poitrine	1	B	1,2 – 12	40-800	10-35			120 essais	EMG Cinématique	10	JA	Oui
Misiaszek	2003	Activités musculaires des MI/MS pendant la marche perturbée	Cable pulls	Perturbations appliquées au niveau de la taille lors de la marche									EMG	10		
Bortolami	2010	Effet d'une stimulation galvanique sur le rattrapage	Hold and release	Maintenir l'équilibre et yeux fermés			Simulation- 1mA 12 s, 2mA 6s				3 conditions	4 essais par condition	EMG	5		
Barett	2011	Adaptation des réponses posturales après répétitions	Cable release	Maintenir l'équilibre avec un seul pas		F					Essai intervalle aléatoire	4 essais	Cinématique	58	OA (65-73a)	
Pai	1999	Comparaison d'un modèle statique et dynamique	TS		2	F, B	en F : de 7 à 20 B : 9-27		en F : 22-66 B : 30-99	3 : F : 0.7-2.2 m/s ² B : 1-3m/s ²	3 conditions	48 essais par sujet	Cinématique	10	JA (22-31a)	
Pai	1998	Prédiction du pas (mod. statique vs. dyn)	Cable release	Maintenir position naturelle			min: 45 mas : 135		min 90 max: 270	1.8 /s ² max:5.4 m/s ²	3 intensités différentes		Cinématique	49	JA (32a) OA (73a)	

Annexe 9 : Notice d'information pour les volontaires

Nous vous proposons de participer à une expérience scientifique développée pour l'étude des **“mécanismes de contrôle sous jacent aux réactions compensatoires pour se rééquilibrer”** intitulée **« Analyse biomécanique de la Chute suite à une translation horizontale de la surface de support: les 500 premières millisecondes »** ou « étude du rattrapage de l'équilibre chez des sujets volontaires debouts soumis à une perturbation de leur surface d'appui »

L'étude se déroulera au Laboratoire de Neurobiologie des Réseaux Sensorimoteurs (LNRS CNRS UMR 7060) qui se situe au 45, rue des Saints Pères, au 7ème étage de l'Université Paris Descartes.

Après avoir lu la description du protocole auquel vous participerez vous devrez signer la feuille de consentement.

Pour participer à ce protocole vous devez être affilié(e) à la Sécurité Sociale.

Le CNRS, promoteur de cette recherche a, conformément à la loi, contracté une assurance.

Cette étude est régie par le Code de la Santé Publique (loi du 9 août 2004, livre Ier, titre II)

Protocole : Vous allez participer à une recherche qui porte sur la compréhension et la modélisation du rattrapage de l'équilibre. Le principe consiste à appliquer des translations horizontales à la surface de support, à vitesse et direction variables, lors d'un maintien de la station debout. Ce protocole vise à mieux comprendre quelles sont les informations sensorielles disponibles et cruciales pour détecter un risque de chute imminente et comment elles sont intégrées avec les autres entrées sensorielles dans l'analyse du mouvement perçu, et d'étudier la génération des commandes motrices liées aux réactions compensatoires mises en place pour le rattrapage de l'équilibre.

Après la phase de préparation, vous serez donc placé debout sur la plateforme, elle constituera votre surface de support. La plateforme est commandée par les expérimentateurs, ils pourront varier de manière randomisée la vitesse et la direction des translations horizontales sans que vous en soyez informé ; de façon à créer les conditions d'imprévisibilité nécessaires à notre étude.

Perturbation : translation horizontale de la plateforme

Préparation : Une préparation préalable à l'expérimentation, d'une durée de 30 minutes consistera à - revêtir une combinaison et/ou un cuissard + tee-shirt ainsi qu'un bandeau pour la tête

- vous équiper de marqueurs réfléchissants collés à un adhésif hypoallergénique

- vous filmer et/ou vous photographier selon trois dimensions

Les expérimentateurs effectueront également à des mesures anthropométriques ; valideront un questionnaire médical et procéderont à quelques tests cliniques visant à

- 1- identifier votre côté dominant (main et bras préférentiels, jambe d'appui)
- 2- normaliser votre activité musculaire
- 3- caractériser votre station d'équilibre.

L'expérience se déroule en 3 sessions de x minutes.

Les 2 premières sessions : 1/ EOS ; 2/ normalisation

Le déroulement de la 3^{ème} session est le suivant :

Vous vous placerez debout sur la plateforme, équipé d'un dispositif de retenue pour prévenir tout risque de chute. La position de départ est la suivante : debout, immobile, « tête-tronc-jambes » alignés, les yeux ouverts, regard fixé sur un point en face de vous, bras immobiles et relâchés le long du corps, les pieds sont parallèles avec un écart des appuis qui sera identique à chaque essai et qui correspond à votre position de confort. Enfin, vous veillerez à avoir votre poids réparti équitablement sur les appuis, et les muscles des membres inférieurs relâchés.

Lorsque l'expérimentateur actionnera une commande, la plateforme va se déplacer sous vos pieds sans prévenir, selon un profil d'accélération équivalent à celui d'un transport en commun lors d'un freinage d'urgence.

Il n'y a pas de consignes précises sur le rattrapage, si ce n'est « maintenir l'équilibre » et « faire ce qui vient naturellement » pour essayer de ne pas tomber

Entre chaque essai, il vous sera demandé de fermer les yeux, vous laisser porter par le harnais et soulever vos appuis de façon à ce que l'expérimentateur déplace la plateforme.

Vous passerez environ 30 essais soit une durée de 30 minutes

A la fin des essais, vous remplirez un questionnaire servant à évaluer votre ressenti du test.

Quelles sensations risquez-vous de ressentir ?

Le maintien de votre équilibre va être menacé, par des perturbations plus ou moins importantes, en terme de vitesse de déplacement de la plateforme. Si vous risquez d'être déséquilibré, le harnais empêchera une chute complète ce qui devrait réduire la peur liée au risque d'atteinte à l'intégrité physique. Cependant, l'imprédictibilité et l'appréhension du déséquilibre entre les essais peut générer un sentiment d'inconfort.

Informations relatives au protocole :

Interruption : Si vous le souhaitez, vous pourrez interrompre temporairement l'expérience lors d'une des longues pauses et la continuer lors d'une session suivante (dans la même semaine). Vous pourrez retirer le consentement à l'étude sans avoir à vous en justifier. Si vous décidez de retirer votre consentement en cours d'étude, le montant de l'indemnité sera proportionnel à l'avancement de l'expérience.

Données : Les données qui vous concernent, recueillies au cours de cette recherche, seront enregistrées sous un numéro de code et ainsi rendues anonymes. Seules ces données codées feront l'objet d'un traitement informatisé. Toutefois, conformément aux dispositions de la loi du 6 janvier 1978 modifiée par la loi n°2004-801 du 6 août 2004, relative à l'informatique, aux fichiers et aux libertés, vous disposez d'un droit d'accès et de rectification des données vous concernant. Ces droits s'exercent auprès de l'investigateur principal, responsable de cette recherche.

Si vous souhaitez connaître les résultats de l'expérience, vous pouvez en faire la demande à l'expérimentateur. Vous devrez pour cela lui laisser vos coordonnées.

Fait à , le

Signature de la personne sollicitée

Signature de l'investigateur principal

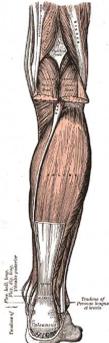
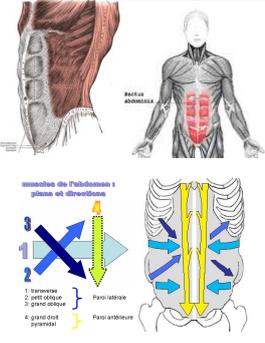
Annexe 10 : Critères d'exclusion généraux , proposés par Wu (1998) dans son étude sur la posture perturbée et les différences liées à l'âge

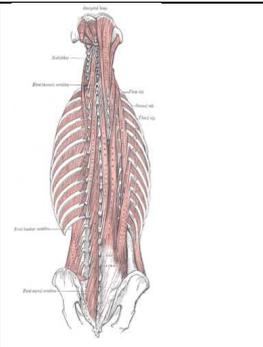
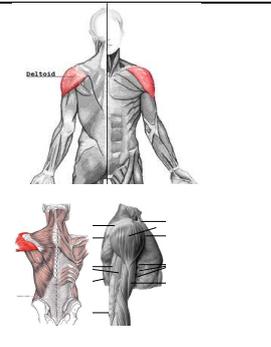
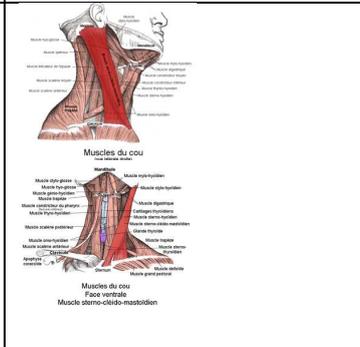
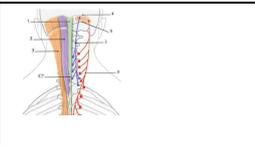
« ...

1. Taking centrally active medications on a daily basis likely to adversely impact postural stability
2. Drug or alcohol dependence
3. Inability to abstain from alcohol or caffeine on the day of testing
4. Current smoking of > 5 cigarettes per week
5. Having a history of lower extremity surgery, major fractures, back problems or other musculoskeletal problems likely to affect posture
6. Having a history of neurological disease likely to affect posture
7. Having a history of any other previous illness or surgery which might, in the opinion of the investigator, interfere with postural mechanisms
8. Having arthritis to the point where frequent pain/discomfort/difficulty in walking or standing is/are encountered
9. Presence of abnormal motor function and clear muscular weakness; tremor or signs of Parkinson's disease; or signs of cerebella dysfunction
- 10 Clinically apparent significant abnormalities of the hip, knee and ankle joints, leg length discrepancy, marked kyphosis or scoliosis
11. Other clinically apparent problems with gait or posture
12. Significant visual impairment, loss of binocular vision or presence of double vision
13. Abnormal clinical evaluation of vestibular function
14. Weight > 20% IBW based on age adjusted norms
15. Significant peripheral neuropathy (defined as vibratory perception threshold of the hallux > 2 sd of age-adjusted mean
16. Any other characteristic(s) of the potential subject (such as mental disorders, communication problems, acute diseases, etc.) which might, in the opinion of the investigator, interfere with the subject's correct participation in the study protocol

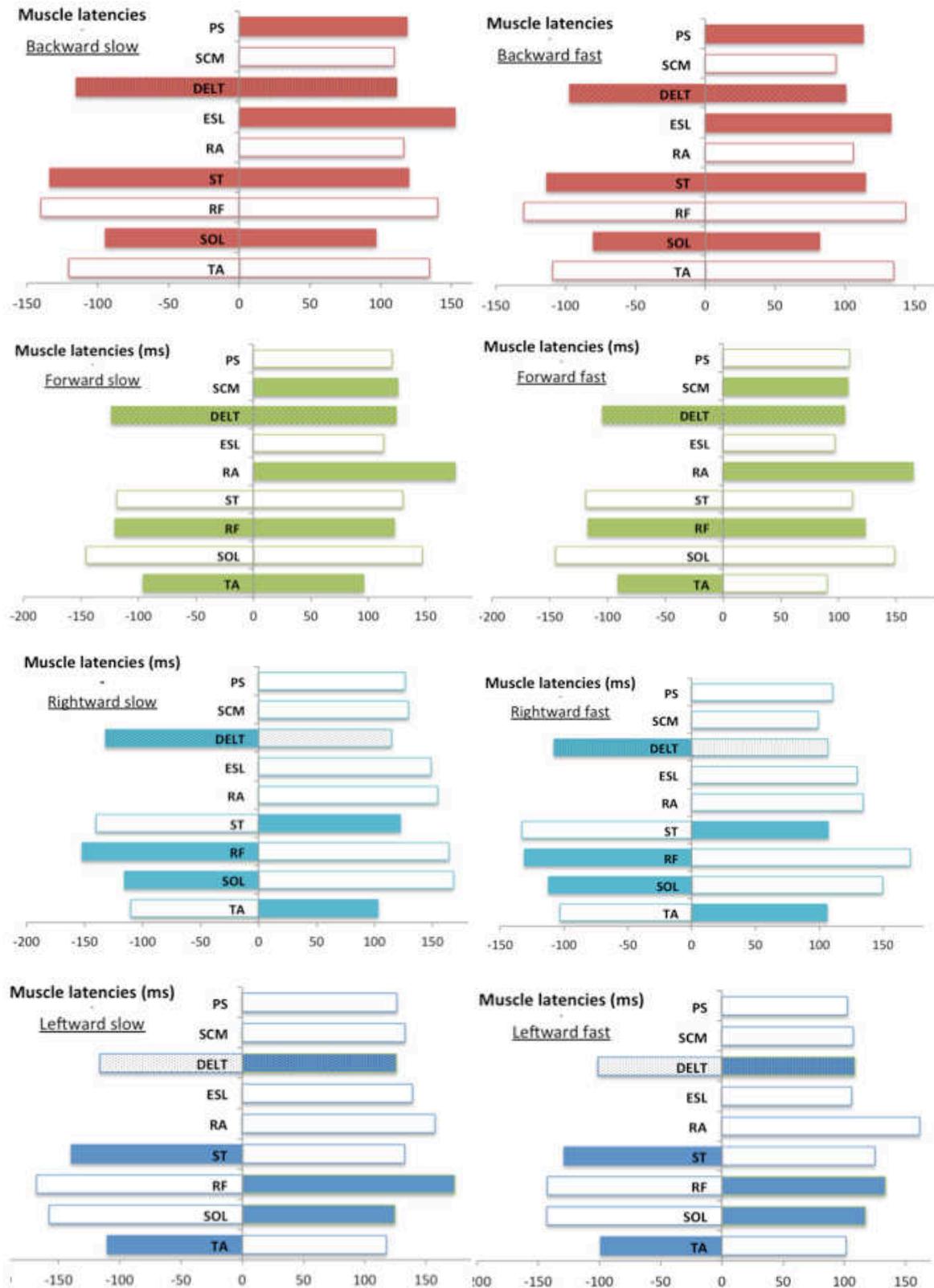
... »

Annexe 11 : Description détaillée des groupes musculaires choisis dans l'étude n° 1

	<i>Musculus tibialis anterior</i> ou muscle jambier antérieur	<i>Musculus soleus</i>	<i>Musculus rectus femoris</i> ou droit antérieur	<i>Musculus biceps femoris</i> (anciennement biceps crural)	<i>Musculus rectus abdominus</i> : le droit de l'abdomen (anciennement appelé <i>grand droit</i>)
Groupe musculaire	Muscle de la loge antérieure de la jambe, qui va du bord externe du tibia au bord interne du pied	Muscle puissant situé en arrière de la jambe. Il forme avec les 2 chefs du gastrocnémien le triceps sural	Le quadriceps est le muscle le plus volumineux du corps. Il se situe dans la loge antérieure de la cuisse et se compose de 4 ventres musculaires (chefs) dont le droit fémoral	Par définition, le biceps se compose de deux portions (ou faisceaux). Il se situe au niveau postérieur de la cuisse. Ce sont des muscles bi-articulaires (sauf pour la courte portion du biceps), ils produisent donc une double action au niveau de l'articulation de la hanche et de la cuisse ainsi qu'au niveau du genou (cuisse / jambe).	Appartient aux abdominaux, 4 paires de muscles très utilisées, de forme striée, disposées symétriquement de part et d'autre de la ligne blanche, qui s'étendent du thorax au bord supérieur du bassin (le droit de l'abdomen sur la partie antérieure, l'oblique externe et interne et le transverse). La ceinture abdominale s'organise sur 3 plans. Pour chacun, la direction des fibres s'oriente différemment. Cette organisation permet tout en tapissant l'espace abdominal de renforcer le recouvrement sans défavoriser la mobilité.
Insertion haute (prox.) ; origine ?	sur le tibia au niveau du condyle latéral et sur les 2/3 sup. de la face externe du tibia, sur le 1/3 sup. de la membrane interosseuse et sur la face profonde du tiers supérieur de l'aponévrose jambière superficielle (fascia crural)	s'insère sur le 1/4 sup. de la face postérieure du corps et de la tête de la fibula, sur la ligne du muscle soléaire sur la face postérieure et sur le tiers moyen du bord médial du tibia, et sur une arcade fibreuse entre ces 2 insertions crural	Naît par 3 tendons : <i>direct</i> au niveau de l'épine iliaque antéro-inférieure, <i>réfléchi</i> qui passe dans la gouttière sus cotyloïdienne pour venir s'insérer au-dessus du toit du cotyle fémoral, <i>récurrent</i> qui s'insère sur la face postérieure de l'os coxal	Le chef long prend son origine par un tendon commun avec le semi-tendineux au niveau de la face postérieure de la tubérosité ischiatique de l'os coxal; le court s'insère au niveau de la moitié inf. de la lèvre latérale de la ligne épave du fémur, en dedans du vaste externe	Son origine se fait par 3 digitations charnues au niveau des faces externes des côtes 5 et 6 ainsi que sur le 7 ^e cartilage costal et l'appendice xiphoïde
Description (suite) : Trajet	descend le long de la jambe, se finit par un tendon qui longe le versant interne de la crête tibiale, puis, après s'être entouré d'une gaine synoviale traverse le faisceau supérieur du ligament annulaire antérieur du tarse et glisse sous le faisceau inférieur	Il est vertical, son corps descend plus bas que ceux des chefs du muscle gastrocnémien	se dirige vers le bas : vertical descendant	Le chef du long biceps descend sur la partie externe de la face postérieure de la cuisse où il fusionne, derrière le condyle externe, avec le court biceps qu'il reçoit sur sa face antérieure.	Il s'étend alors verticalement vers le bas (sa largeur étant décroissante de son insertion proximale à son insertion distale), il sera large, aplati et entrecoupé par 4 à 5 intersections tendineuses dont 3 seront sus-ombilicales.
Insertion basse (dist.) termin. caudale	se fixe à la face interne du 1 ^{er} cunéiforme (médial) et à la base du 1 ^{er} métatarsien.	forme une lame tendineuse avec les 2 chefs du gastroc. au niveau du 1/3 inf. de la jambe : le tendon calcanéen qui se termine à la partie inf. de la face postérieure du calcaneus, sur la tubérosité	passe au dessus de la patella et va se terminer sur la tubérosité tibiale en constituant une partie du tendon rotulien sur la tête de la fibula (péroné).	un tendon commun aux 2 chefs va s'insérer sur le versant antéro-externe de la tête du péroné par une expansion vers l'aponévrose jambière sur la tubérosité externe du tibia.	sur la tubérosité pubienne et la surface symphysaire.
Inner- vation	assurée par le nerf fibulaire profond et par un rameau du nerf fibulaire.	est issue du nerf tibial, spécifiquement des racines nerveuses	Par les différentes branches du nerf du quadriceps, lui-même branche terminale motrice pure du nerf fémoral issu du plexus lombaire.		innervé par les 5, 6, 7, 8, 9, 10, 11, 12 ^e nerfs intercostaux (T5-T12).
Action	fléchisseur du pied sur la jambe (flexion dorsale de la cheville) participe au movt d'inversion (adduction et rotation interne) du pied. Antag : long fibulaire, triceps sural, plantaire et jambier post	Extenseur du pied (flexion plantaire de la cheville), ce qui permet de stabiliser la jambe sur le pied en station debout ; ↔ muscle de la marche, du saut,.	extenseur de la jambe, accessoirement fléchisseur de la cuisse sur le bassin. <u>et biceps fémoral est rotateur externe</u> de la jambe ; le semi membraneux et le semi tendineux sont rotateurs internes.	Sa contraction permet la flexion du genou, extension de la hanche, rotation latérale (<i>externe</i>) du fémur (et genoux) Antagoniste : quadriceps fémoral	la ceinture abdominale a notamment un rôle postural (équilibre du bassin, statique de la colonne vertébrale), dynamique (mouvements de flexion du tronc (debout), de rotation et d'inflexion latérale & élévations des membres inférieur quand le sujet est couché.) et de protection et maintien (viscères). responsable de la rétroversion du bassin (thorax=point fixe), et de la flexion antérieure du rachis (bassin fixe)
					

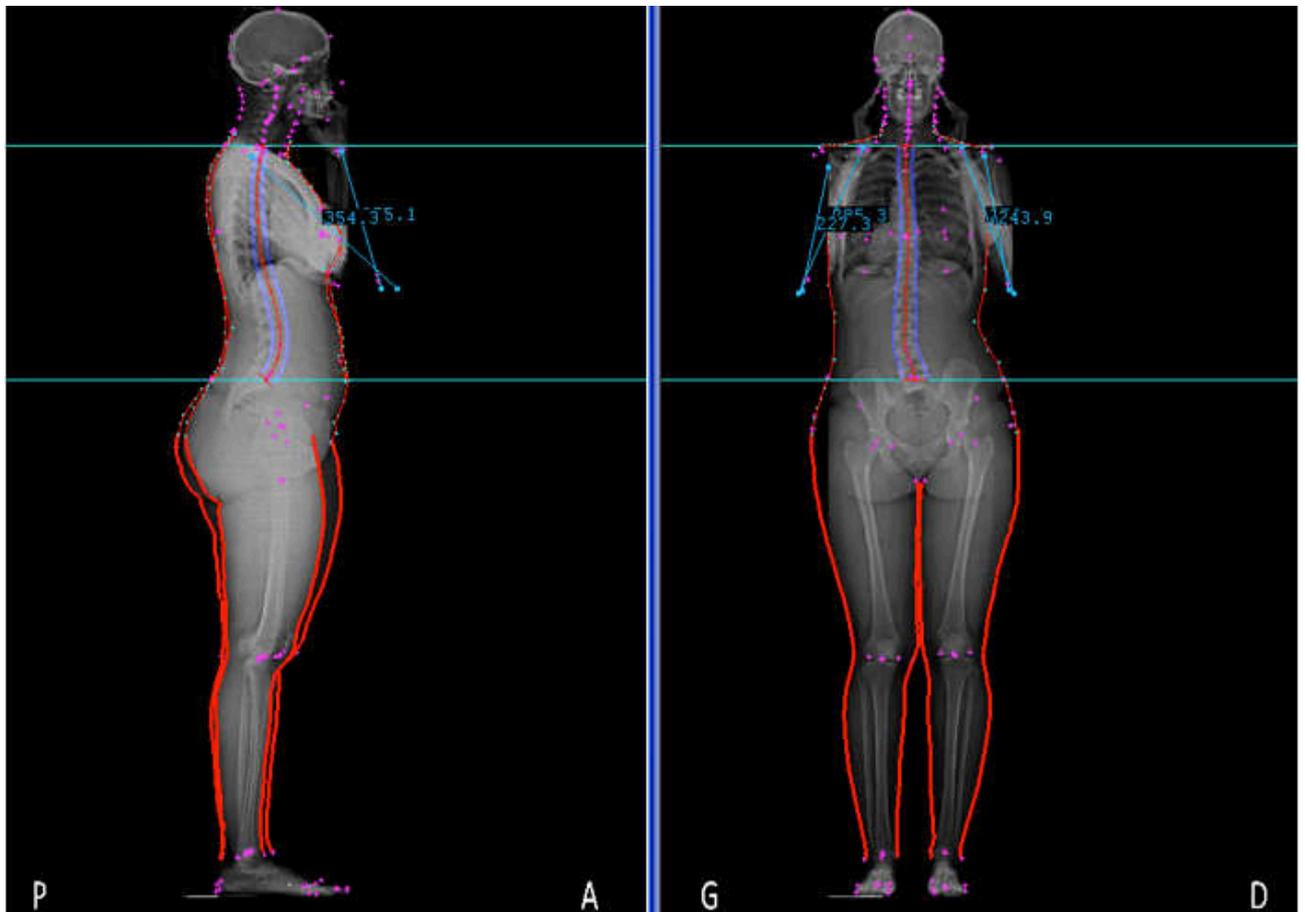
	<i>Erector spinae</i> anciennement connu sous le nom de sacrospinalis	<i>Musculus deltoideus</i> muscles de l'épaule	<i>Musculus sternocleidomastoideus</i> sterno-cléido-mastoiïdien	Extenseurs du cou et tête
Groupe musculaire	Les muscles érecteurs du rachis sont situés dans le bas du dos et permettent l'extension. L' <i>erector spinae</i> est situé en dehors et en arrière du multifidus. Il forme le relief paravertébral lombaire visible sous la peau. Il est formé de deux muscles, l'un médial, le <i>longissimus thoracis</i> l'autre latéral, <i>iliocostalis</i> . Une 3 ^e composante musculaire, le <i>spinalis</i> , n'existe qu'au niv. thoracique.	Muscle épais de forme triangulaire, il confère à l'épaule une masse arrondie. Il est constitué de 3 faisceaux (antérieur et postérieur : fibres unipennées ; moyen : fibres multipennées)	Muscle pair du cou, attaché et tendu verticalement entre la clavicule et le sternum (en bas) et au processus mastoïde de l'os temporal du crâne et l'os occipital (en haut). Il se divise en 3 chefs (cléido-occipital, cléido-mastoiïdien et sterno-mastoiïdien)	Situés dans le plan post., ils regroupent les muscles permettant l'ext. de la tête sur le cou et du rachis cervical sur le rachis dorsal. A direction oblique bas, en dedans et en arrière. La couche superficielle contient des muscles à direction croisée par rapport aux plans interméd., agissant sur le crâne et le rachis sous-occipital
Insertion haute (prox.) ; origine ?	L'insertion du <i>longissimus</i> se fait en haut sur les transverses et les côtes de T1 à T12 et sur les costiformes lombaires de L1 à L5.	Le faisceau antérieur (claviculaire) s'insère sur le bord antéro-sup. du tiers latéral de la clavicule, moyen (acromial) sur le bord supéro-externe (partie libre externe de l'acromion, postérieur (spinal) sur le bord inférieur de l'épine de la scapula	(ins. Craniales) il prend son origine sur le bord antérieur et la face latérale du processus mastoïde et le 1/3 ext de la ligne nuchale supérieure en dehors du muscle trapèze	Entre le crâne et le rachis s'étendent trois muscles situés entre le plan des muscles sous-occipitaux postérieurs et le trapèze: le <i>semispinalis capitis</i> , le <i>longissimus capitis</i> et le <i>splenius capitis</i>
Description (suite) : Trajet	le <i>longissimus thoracis</i> (anciennement long dorsal), qui s'étend le long du rachis thoracique et lombaire	Il descend divisé en 3 faisceaux qui convergent et forment un 1/2 cône s'enroulant autour de l'humérus. Le faisceau antérieur laisse un espace triangulaire entre lui et le grand pectoral (espace sous deltoïdien)	il descend, oblique en bas et en avant et en dedans, en formant deux faisceaux: profond (chef cléido mastoiïdien), presque vertical caché derrière et superficiel qui se divise lui même dans sa partie basse en 2 nouveaux faisceaux, médial et latéral	Le <i>semispinalis capitis</i> s'étend de la ligne occipitale aux processus transverses de C3 à T5
Insertion basse (dist.) termin. caudale	L'insertion basse se fait sur l'épine iliaque postéro-supérieure.	un tendon commun s'insère au 1/3 moyen de la face externe de l'humérus, au niveau de la proéminence ou tubérosité deltoïdienne de l'humérus également appelée "V" deltoïdien.	le faisceau profond s'insère sur le tiers postéro-interne de la face sup. de la clavicule, en arrière du faisceau superficiel, qui s'insère pour son chef latéral sur le tiers interne, et médial sur la face ventrale du manubrium sternal dans sa partie supéro externe.	Insertion entre la ligne nuchale inférieure et supérieure de l'occiput
Innervation		nerf axillaire issu du plexus brachial (racines C5, C6).	Son innervation motrice est due au 11 ^e me nerf crânien, le nerf spinal accessoire. Son innervation sensorielle est assurée par le plexus cervical.	Ces muscles sont innervés par le rameau dorsal des nerfs spinaux crâniens (grand occipital)
Action	L' <i>erector spinae</i> est le plus puissant extenseur lombaire (donc du tronc). Ceci est particulièrement vrai au niveau L1-L2, où 80% de la puissance d'extension lui revient. En L5, il ne compte que pour 40%, le multifidus étant l'extenseur majeur.	Diffère selon les faisceaux => ant : fléchisseur et rotateur médial du bras (ou interne de l'épaule) et antépulsion. moyen : abduction de l'épaule ; post : extenseur, rétropulseur et rotateur latéral du bras (ou externe de l'épaule). Action couplée au supra-épineux, ce dernier étant stabilisateur, le deltoïde étant lui mobilisateur.	Lors d'une contraction unilat., il permet l'extension, l'inclinaison homolatérale et la rotation controlatérale de la tête. Si la contraction est bilatérale, ils provoquent une extension de la tête, augmentent la lordose cervicale et fléchissent la colonne cervicale sur le thorax. Mais si la colonne a été préalablement délordosée par le travail synergique des prévertébraux, ils fléchissent la tête, la colonne elle-même et fléchissent le tout sur le thorax +rôle de muscle insp. accessoire	Fonction d'extension de la tête Ils sont synergistes et antagonistes des muscles du plan profond qu'ils complètent fonctionnellement.
				 Muscle <i>semispinalis capitis</i> : 1-4-5- ligament nuchal, 2-portion médiale, 3-portion latérale.

Annexe 12 : Effet de la condition (direction, vitesse) sur les latences EMG

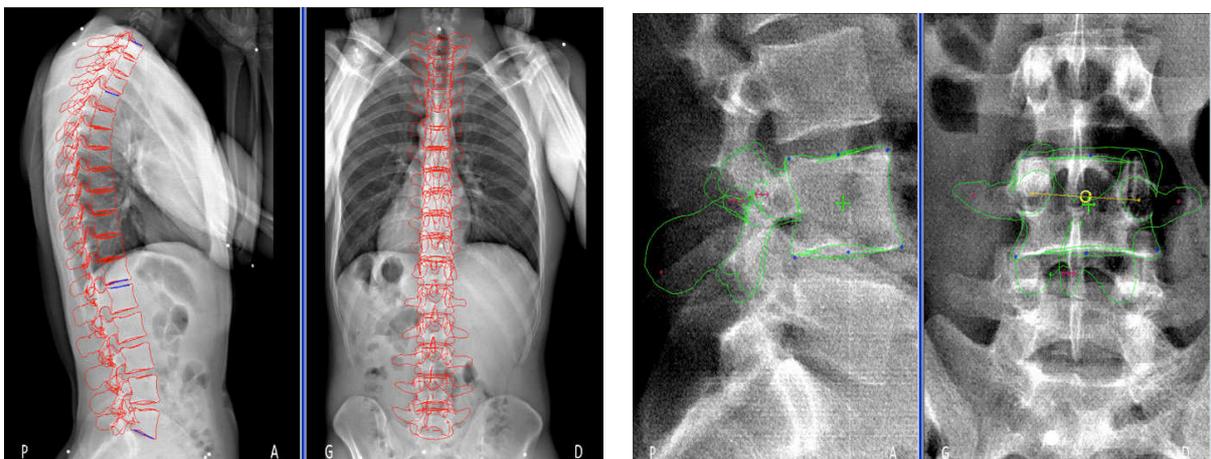


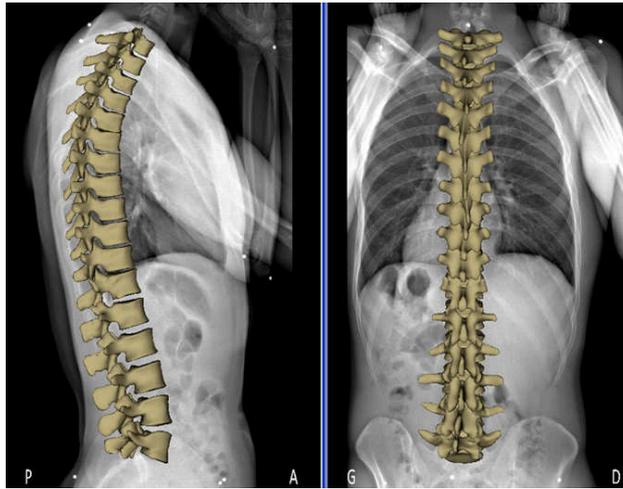
Annexe 13 : Procédure de reconstruction EOS : de l'identification de la géométrie spécifique du corps à une reconstruction 3D

Radiographies sous EOS → (idefX) : 2 étapes de travail = Identification ; +
modélisation (enveloppes externes, rachis cervical et thoraco-lombaire, etc.) ; reconstruction →
Modèle (personnalisé) 3D



Reconstruction de l'enveloppe corporelle





Reconstruction du rachis

Identification des Centres articulaires :

- partie supérieure du corps :



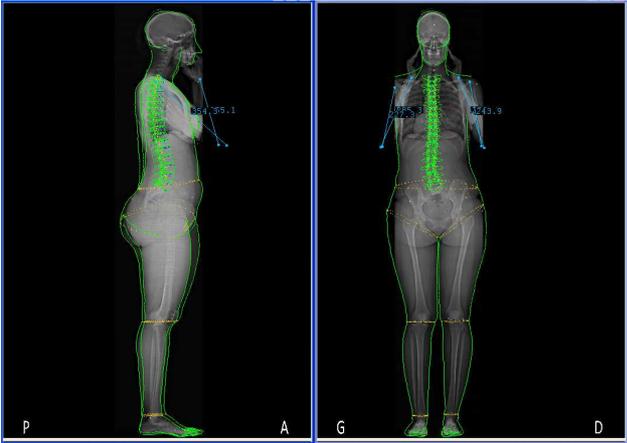
- partie médiale :



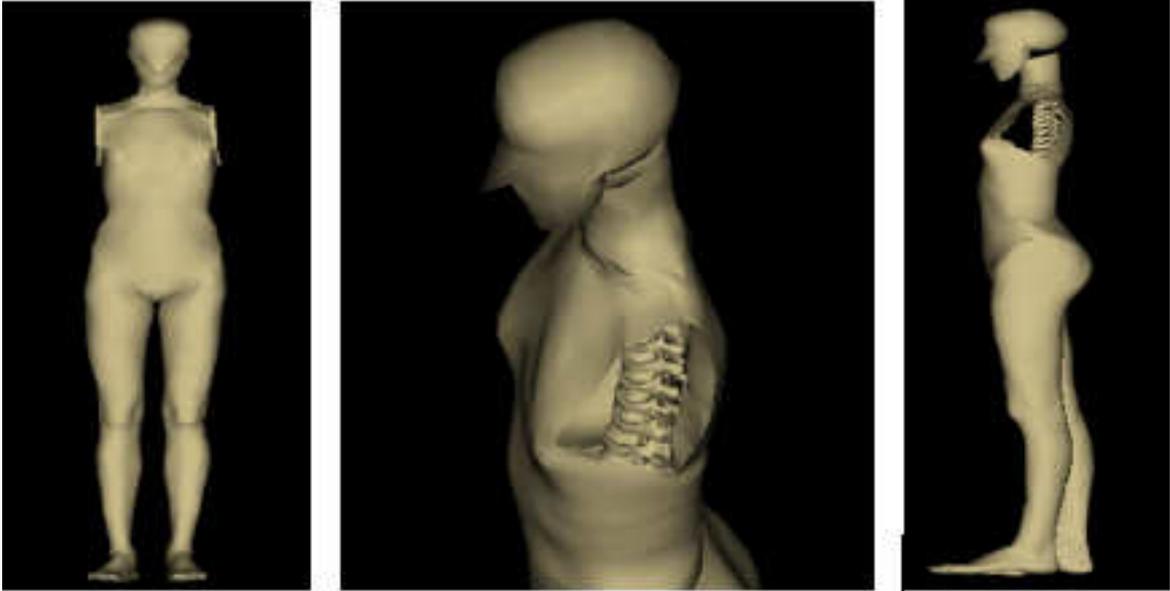
- partie inférieure :



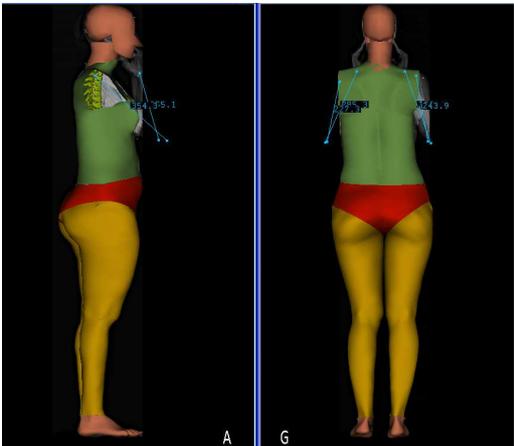
Segmentation du corps :



→



→



Annexe 14 : Modèles géométriques

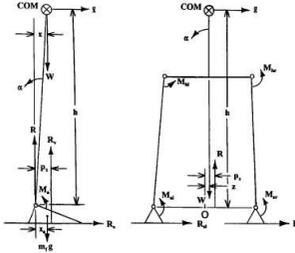
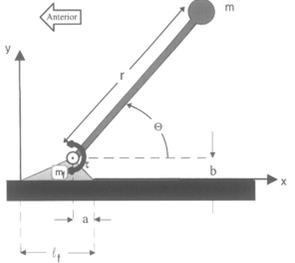
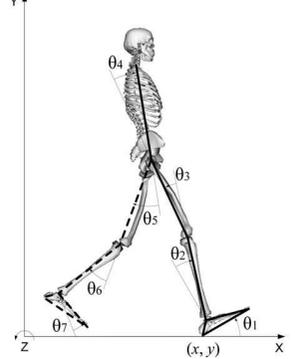
Modèles géométriques	Objectif	Sorties ; Sources
	Méthode pour obtenir directement les paramètres inertiels personnalisés en utilisant les densités moyennes de segments de la littérature. Elle se base sur la géométrie de chaque individu et utilise uniquement la densité des segments de la littérature. Mais modéliser les segments complexes comme des formes géométriques simples et homogènes (au niveau de la densité) constitue une approche réductrice de la réalité	
	Dès la fin du 19 ^{ème} au milieu du 20 ^{ème} , des auteurs travaillent sur des modélisations simples, à base de sphères et de cylindres (Harless, von Meyer, Skerlj) ; mais selon Chandler et coll. (1975), les travaux de Simmons et Gardner marquent la genèse de la modélisation géométrique, dans les années 70.	
Simmons et Gardner, 1970's	Représentent le corps par 1 sphère et 7 cylindres	Equations de régression de Barter permettent de déterminer la masse des segments et calculer les paramètres inertiels des formes géométriques
Whitsett 1962	Complexification du modèle : ajoute allipsoïdes, troncs de cônes, parallélépipèdes rectangulaires → 14 segments Modèle géométrique simple. Rq : Hanavan, Gray ou encore Wooley proposeront des adaptations de ce modèle	
Hanavan 1964	Approximation des segments par des solides ; avec leur poids = CDG et moments d'inertie Par exemple, les segments des membres inférieurs et des membres supérieurs sont modélisés par des cônes tronqués tandis que le tronc est modélisé par un ellipsoïde de révolution	
Yeadon 1990	Modélisation de la jambe : 5 cônes non-circulaires tronqués → Segments représentés par des volumes dont la section est un "stadium" ; coupe horiz du thorax (Cornelis, 78) se rapproche plus d'un stadium que d'une ellipse (comme dans les autres modèles) donc la définition des PIS est plus précise ; Modélisation de la jambe ; plans de segm perp. à l'axe longitudinal ; masse et CM obtenus en supposant la densité constante ; il positionne le CM du tronc à 50 % de sa profondeur (dimension antéropostérieure). Or sa position est davantage postérieure selon les mesures d'Erdmann (1990) ou de Parks (1959, in Larivière et Gagnon, 1999) et une telle correction apporte de meilleurs résultats lors du calcul des grandeurs dynamiques (Larivière et Gagnon, 1999)	Utilisé quasi exclusivement pour l'étude mécanique des mouvements gymniques Pour l'ensemble du corps ils utilisent des formes géométriques appelées stades qui lui permette de décrire de 20 à 40 tranches pour l'ensemble du corps à partir de 95 mesures anthropométriques.
Jensen 1978	Estimation des BSP en découpant le corps en une superposition de tranches elliptiques très fines (épaisseur: 2 cm). Objectif : évolution des paramètres d'inertie avec l'âge ; influence sur les forces au sol et les moments articulaires Définit 16 segments corporels; supposent que CM sur la ligne reliant 2 articulations adjacentes (axes des segments = axes principaux) . Ackland (1988) Complète les travaux de Jensen sur les BSP des enfants ⊙ précision meilleure à celle de Hanavan (1964) ⊙ tranches elliptiques très fines ; Hatze décrira ensuite des sources d'imprécisions : utilisation d'une densité constante à travers le segment ; assimilation des segments à des formes géométriques simples ; hypothèses qui entraînent des erreurs sur les moments	Axes principaux des ellipses obtenus à partir d'une paire d'images frontale et sagittale
Hatze 1980	Modèle composé de 17 segments supposés rigides, définis et modélisés par éléments finis. Param inertiels calculés par intégration numérique ; reconstruit les segments par des volumes ajustés au sujet pour calculer les PIS. ⊙ Prend en compte la forme des segments, les fluctuations en densité dans le segment ; complexe et principal avantage, flexible : ne fait pas d'hypothèse sur la symétrie des segments ; différenciation possible selon le sexe et les morphotypes spécifiques (obésité, femme enceinte,) Ce modèle s'affranchit de certaines sources d'erreur ⊙ + long à mettre en œuvre (1h20) et précision à peine meilleure ; les nombreuses mesures anthropométriques sont nécessaires mais demandent du temps et une bonne connaissance des marqueurs anatomiques	La géométrie du modèle requiert 242 mesures anthropométriques dont des indicateurs de masse grasse
Zatsiorsky et Seluyanov 1990	Chaque segment est défini par un cylindre. Des coefficients correcteurs permettent de calculer l'ensemble des PIS.	rayons gamma

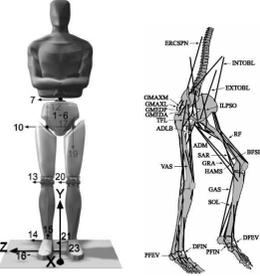
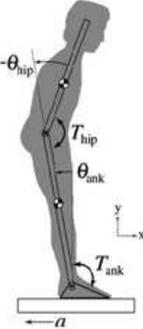
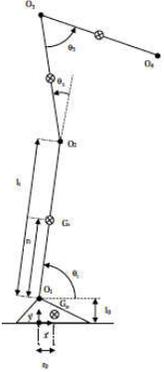
Annexe 15 : Modèles proportionnels

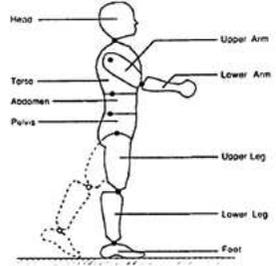
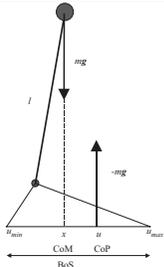
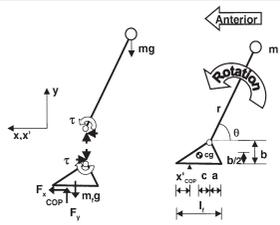
Equations de regression	<i>Objectif & Sorties : Produisent une série d'équations de régression pour</i>	<i>Sources</i>
Estimation des données par corrélation à d'autres grandeurs mesurées : utilise les relations entre BSP (paramètres inertiels segmentaires) & mesures anthropométriques de populations de référence. Les données d'entrée de ces modèles sont la taille, le poids, et d'autres données anthropométriques. Les équations sont de la forme $BSP = k1 + k2*mass + k3 * taille$		
Braune, 1887 avec Fisher 1889, -92, -95	Position des Centres de gravité (CG) & masses des segments ; longueurs & déplacement du CG global	Dissection de 3 cadavres
Barter 1857	Masse des segments en fonction de la masse totale (éq de régression du 1 ^{er} ordre)	données cadavériques provenant notamment du travail de Braune
Dempster <i>et al.</i> , 1955	Position des CG, masses et inertie des segments ☉ données très utilisées, après les modifications apportées par Clauser <i>et al.</i> (1969). ☉ CM segmentaires assimilés aux centres géométriques des volumes	8 cadavres (52-83 ans ; 1,6-1,9 m ; 49-72 kg) intérêt : plans de dissection détaillés
Santschi 1963	Moments d'inertie et Position du CG en fonction du poids et de la taille ☉ bonne corrélation	66 hommes dans 8 positions
Clauser <i>et al.</i>, 1969	BSP ☉ équations de regression plus précises Rq : Clarys et Marfell-Jones (1986) proposent des plans de coupe au niveau des articulations qui suivent mieux les surfaces articulaires ☉ si populations semblables aux proportions segments/corps	13 cadavres masculins
Wooley 1972	Equations basées sur la masse corporelle pour en déduire les moments d'inertie (« model of Man »)	
Chandler 1975	Moments d'inertie principaux de chaque segment en fonction de la masse corporelle et du volume des segments. ☉ Hinrichs 1985 complètera en exprimant les moments d'inertie en fct de 3-6 données anthropom du segment	6 cadavres
Zatsiosky et Seluyanov 1983	caractéristiques de masse et d'inertie des segments ; puis par équations de regression, valeurs des paramètres anthropométriques en fonction du poids, de la taille, et paramètres géométriques des segments. Le modèle de Zatsioroky et Seluyanov (1985) utilise les deux variables (masse et longueur) simultanément, tandis que d'autres équations (Clauser <i>et al.</i> , 1969 ; McConville & Churchill, 1980) ajoutent d'autres paramètres tels que la circonférence ou la largeur et l'épaisseur des segments Zatsiorsky & Seluyanov ont placé des marqueurs sur l'ELIAS alors qu'il n'appartient pas au fémur et la L cuisse varie donc au cours du mouvement ce qui rend difficilement applicable les équation de la mécanique du solide. Les ajustements de De Leva (1996) proposent un placement de marqueurs plus classique qui résoud ces problèmes	A partir des radiographies de 100 jeunes hommes
Contini	Calcul paramètres anthropométriques à partir de la détermination des volumes des différentes parties du corps (immersion) et l'estimation de la densité moyenne (pesée)	immersion ; pesée ; autres données sur cadavres
Koozekanami 85	Etude comparative de Dempster, Contini et Hanavan ; Se balancer sur plateforme de force ; compare la position des centres de pression mesurée et calculée par les différents modèles → résultat : Hanavan présente le meilleur ajustement par rapport aux mesures. Hinrichs (1985) complète en exprimant les moments d'inertie en fonction des 3 à 6 données anthropométriques du segment	Modèles de Hanavan, Dempster, et Contini
Contini	Calcul paramètres anthropométriques à partir de la détermination des volumes des différentes parties du corps	Détermination des volumes par immersion ; densité moyenne en pesant et en mesurant le volume corporel ; autres données sur cadavres
De Leva 93	Compare les centres de pression (CP) mesurés et calculés à l'aide de 4 méthodes ; Utilise les centres articulaires comme points de référence des limites du segment ; Tronc modélisé par différents segments	27 jeunes athlètes dans 4 positions
Winter, 1990	<i>Modèle souvent utilisé. Les équations de regression dépendent d'une seule variable : masse totale du corps pour la masse des segments et la longueur des segments pour le positionnement des CM segmentaires et le rayon de giration</i>	<i>Synthèse des études antérieures (Dempster, 1955 et Miller, 1973)</i>
Wei & Jensen 1995	Calcul des BSP à partir des profils de densités	imagerie CT-scan de 50 femmes chinoises

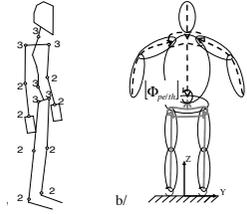
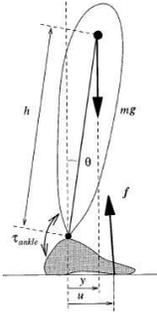
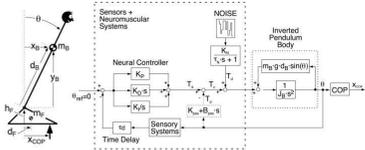
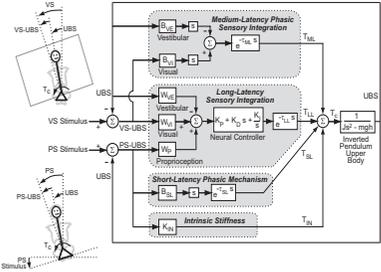
en gras, les modèles les plus utilisés

Annexe 16 : Modèles humains existants, appliqués à l'étude du contrôle postural

Auteur, année	Objectif	Perturbation / position init.	Modèle utilisé + illustration	Comment est-il construit ? ; Entrées - Sorties	Multi-articulé / plan(s)
Winter, 1998	Contrôle de la raideur à la cheville	Non: équilibre statique debout		<p>Modèle Simplifié</p> <p>Ressort en rotation d'ordre 0 à la cheville</p> <p>Paramètres inertiels : Winter 1990</p> <p>Relation entre le CP (variable contrôlante) et le CM (variable contrôlée)</p>	<p>Simplifié en 2D (plan sagittal)</p> <p>Simple pendule inversé + pied</p>
Pai, 1997	Prédiction de la perte d'équilibre sur la position / vitesse du CM			<p>proportions masculines utilisées pour déterminer les paramètres anatomiques (Winter, 1990)</p> <p>environnement (contact, force) & physiologie (muscle, forces)</p> <p>algo optimisation</p> <p>→ position/vitesse CM</p>	<p>Simplifié en 2D</p> <p>Simple pendule inversé + pied (2 segments)</p>
Yang et Pai, 2010 (2)	contrôle réactif lors d'une glissade appliquée pendant la marche : évaluation de la stabilité en fonction des moments articulaires	Oui : Glissade Position initiale : marche		<p>Longueurs segmentaires calculées à partir des expérimentations (distance entre les centres articulaires) ; position et moment d'inertie du CM estimées à partir des ajustements de DeLeva (1996) sur la masse et la longueur segmentaire</p> <p>A partir des résultats expérimentaux, estimation des moments articulaires par dynamique inverse implémentés au modèle</p> <p>Expérimentation, Dynamique inverse (→moments articulaires) Simulation ("forward-dynamic") ; Optimisation</p> <p>Modèle du contact pied (16 éléments visco-élastiques indépendants)</p>	<p>« Personnalisé » en 2D (plan sagittal)</p> <p>7 segments (pieds, tibias, cuisses et HAT-tête, tronc, bras) (cf. Yang et al. 2007)</p> <p>9 ddl</p>

Anderson, 1999				<p>axes articulaires : anatomiques, à partir de mesures in vivo (Inman 1976, Anderson 1999, Anderson & Panby 1999) propriétés inertielles basées sur mesures anthropométriques (McConville)</p> <p>« actuateurs » ⇔ 25 muscles env. (modèle de Hill) origine/insertion/ligaments</p> <p>interaction pied/sol : amortisseurs à ressort sous la sole plantaire</p>	<p>9 segments (en chaîne ouverte à p du pelvis) + HAT (segment rigide unique articulé en L3)</p> <p>Liaisons : Hanche : rotule ; Genoux, MTT : charnière (1 ddl);</p>
Park, 2004	Reproduire les cinématiques de rattrapage observé à partir d'un contrôleur linéaire (feedback en fonction des contraintes biomécaniques)	<p>Posture debout</p> <p>Oui : Translation de Surface (TS) vers l'arrière</p> <p>Caractéristiques : rampe, 275 ms, 3-15cm, 0,1-0,5 m/s</p>		<p>Paramètres inertiels à l'aide de 27 mesures anthropométriques et une régression non linéaire (Yeadon et Mrlock 1989)</p> <p>contrôleur linéaire simple (par gains en feedback selon les contraintes biomécaniques : moment articulaire selon l'angle et la vitesse articulaire) pour reproduire les cinématiques de rattrapage observées.</p>	Simplifié en 2D (plan sagittal) 3 segments : Double pendule inversé (pieds, jambes, HAT)
Ferry, 2004	Contrôle de l'équilibre lors d'un mouvement d'élévation des bras: "quel facteur biomécanique est contrôlé ?"	Pieds au sol, contact statique ; Mouvement de lever de bras		<p>Optimisation des valeurs anthropométriques (à partir des coefficients spécifiques de Vaughan et al. (1982) pour la localisation du CM et masses segmentaires)</p> <p>Application de contraintes: limitation du mouvement du CM projeté ou du CP pour qu'ils restent dans la base de support (BS)</p> <p>spécification des valeurs angulaires initiales et finales (au-niveau du bras)</p> <p>comparaison des trajectoires expérimentales et simulées</p>	<p>Simplifié en 2D (mouvement antéro-postérieurs)</p> <p>4 segments : double pendule inversé (tibia, cuisse, HAT – head arms trunk), pieds + bras</p> <p>liaisons: 1 ddl</p>

Romick, 1988	Calcul des moments articulaires (cinétique) à partir des données cinématiques	Oui : TS vers l'avant (0,18g) Sujet debout		Articulations de type liaison simple sphérique → hypothèse de mouvements dans le plan sagittal uniquement longueur et masses segmentaires, position du CM, moments d'inertie appliqués au modèle d'après les données de McConville (1980) et Baughman (1983)	Modèle en 3D ; multi-articulé: 9-12 segments
Hof, 2005	Déterminer la condition liée à la position x vitesse du CM pour une stabilité dynamique	Non : équilibre statique debout			Simple Pendule inversé
Pai, & Iqbal 2000	Simulation dynamique du mouvement du CM pour déterminer le seuil d'initiation d'un pas	Oui : TS vers l'avant		assomptions : contraintes telles que longueur BS, force, Force de réaction au sol ; Génération instantanée d'un moment stabilisateur max au niveau de la cheville <i>input</i> : accélération de la plateforme, position et vitesse initiale du CM et de la BS <i>outputs</i> : décours temporel des états des segments corporels et du CM (position, vitesse, accélération) ; Force de réaction au sol	Plan sagittal (déplacement antéropostérieur) : rotation unique autour de la cheville 2 segments : simple pendule inversé + pieds ⇔ rotation du corps & pied cf. cadre de référence inertiel (x,y)
Poppe, 2006	Etudier les caractéristiques de l'analyse du mouvement humain à partir de la vision		Modèle cinématique	Modèle 2D multi-segments (de forme rectangulaire ou trapézoïde) ou 3D (profil volumétrique)	Segments articulés par des liaisons permettant des ddl
Ting, 2004, 2007, etc.			Modèles « neuromécaniques	Le modèle neuromécanique présente l'avantage d'intégrer les propriétés et les contraintes du système nerveux & les mécanismes de contrôle ; tout en délimitant un espace de solution possible pour le système musculosquelettique	Pendule inversé

<p>Robert, 2006</p>	<p>Analyse biomécanique du maintien de l'équilibre debout</p> <p>Calculer les forces et moments d'une modèle de corps entier pendant un mouvement complexe</p>	<p>Oui : ST avec 3 niveaux d'accélération (2,6 ; 10 m/s²)</p> <p>Debout</p>		<p>Dynamique inverse</p> <p>Compare 2 systèmes calculatoires (haut/bas)</p> <p>Position des CM et des BSP par les équations de régression proposées par Dumas (à partir de Young et Mc Conville) vs. celles de De Leva</p>		<p>2D ;</p> <p>multiarticulé : 15 segments rigides (tête, thorax, bras, avant-bras, mains, bassin, cuisses, jambes et pieds) reliés par 14 liaisons (pivots et rotules)</p>																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																											
<p>Morasso et Schieppati, 1999</p>	<p>“La raideur suffit elle à stabiliser la position debout ?”</p>			<p>Le modèle biomécanique se base sur les équations de mouvement d'un modèle à 3 segments (pieds, jambes, tronc)</p> <p>Dynamique inverse à partir des données expérimentales pour estimer les moments articulaires (Kuo 1998).</p> <p>Équations linéaires du mouvements implémentées au modèle</p> <p>Modèle de Contrôle feedback</p>		<p>Plan sagittal;</p> <p>pendule inversé (2 segments, 1 liaison)</p>																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																											
<p>Peterka, 2005</p>	<p>Modèles en feedback</p>			<p>Système de contrôle par feedback.</p> <p>Il se compose du moment d'inertie du corps, sa masse, prend en compte la distance entre la cheville et le CM des pieds; moments déstabilisateurs et correcteurs; moments actifs et passifs, Filtre passe bas; raideur/amortissement; CP; transformée de Laplace,...</p>		<p>PID : proportional integral derivative</p> <p>Système de contrôle sensorimoteur</p> <p>Pendule inversé</p>																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																											
<p>Peterka,</p>	<p>Intégration sensorimotrice dans la stabilisation spinale</p>			<p>Feedback par 4 mécanismes</p> <p>Sortie : angle d'inclinaison de l'UBS ("upper body in space")</p> <p>Entrée : inclinaison du pelvis dans l'espace (PS) ou inclinaison visuelle (VS) (angle)</p>		<p>Table 1. Model parameters</p> <table border="1"> <thead> <tr> <th rowspan="2">Parameter</th> <th colspan="2">DRII YD Model</th> <th rowspan="2">Visual TD Model</th> </tr> <tr> <th>Dist. Control</th> <th>Dist. Control</th> </tr> </thead> <tbody> <tr> <td>K_{UBS}</td> <td>$7.8 \pm 2.7^*$</td> <td>$7.8 \pm 2.7^*$</td> <td>7.81</td> </tr> <tr> <td>K_{UBS}^{vis}</td> <td>$1.2 \pm 0.60^*$</td> <td>$1.2 \pm 0.60^*$</td> <td>1.20</td> </tr> <tr> <td>K_{UBS}^{prop}</td> <td>$25.1 \pm 6.1^*$</td> <td>$25.1 \pm 6.1^*$</td> <td>25.11</td> </tr> <tr> <td>K_{UBS}^{vest}</td> <td>0.78</td> <td>—</td> <td>0.78</td> </tr> <tr> <td>K_{UBS}^{int}</td> <td>—</td> <td>4.89</td> <td>0.0001</td> </tr> <tr> <td>K_{UBS}^{vis}</td> <td>—</td> <td>—</td> <td>0.0001</td> </tr> <tr> <td>K_{UBS}^{prop}</td> <td>—</td> <td>—</td> <td>0.0001</td> </tr> <tr> <td>K_{UBS}^{vest}</td> <td>—</td> <td>—</td> <td>0.0001</td> </tr> <tr> <td>K_{UBS}^{int}</td> <td>—</td> <td>—</td> <td>0.0001</td> </tr> <tr> <td>K_{UBS}^{vis}</td> <td>—</td> <td>—</td> <td>0.0001</td> </tr> <tr> <td>K_{UBS}^{prop}</td> <td>—</td> <td>—</td> <td>0.0001</td> </tr> <tr> <td>K_{UBS}^{vest}</td> <td>—</td> <td>—</td> <td>0.0001</td> </tr> <tr> <td>K_{UBS}^{int}</td> <td>—</td> <td>—</td> <td>0.0001</td> </tr> <tr> <td>K_{UBS}^{vis}</td> <td>—</td> <td>—</td> <td>0.0001</td> </tr> <tr> <td>K_{UBS}^{prop}</td> <td>—</td> <td>—</td> <td>0.0001</td> </tr> <tr> <td>K_{UBS}^{vest}</td> <td>—</td> <td>—</td> <td>0.0001</td> </tr> <tr> <td>K_{UBS}^{int}</td> <td>—</td> <td>—</td> <td>0.0001</td> </tr> <tr> <td>K_{UBS}^{vis}</td> <td>—</td> <td>—</td> <td>0.0001</td> </tr> <tr> <td>K_{UBS}^{prop}</td> <td>—</td> <td>—</td> <td>0.0001</td> </tr> <tr> <td>K_{UBS}^{vest}</td> <td>—</td> <td>—</td> <td>0.0001</td> </tr> <tr> <td>K_{UBS}^{int}</td> <td>—</td> <td>—</td> <td>0.0001</td> </tr> <tr> <td>K_{UBS}^{vis}</td> <td>—</td> <td>—</td> <td>0.0001</td> </tr> <tr> <td>K_{UBS}^{prop}</td> <td>—</td> <td>—</td> <td>0.0001</td> </tr> <tr> <td>K_{UBS}^{vest}</td> <td>—</td> <td>—</td> <td>0.0001</td> </tr> <tr> <td>K_{UBS}^{int}</td> <td>—</td> <td>—</td> <td>0.0001</td> </tr> <tr> <td>K_{UBS}^{vis}</td> <td>—</td> <td>—</td> <td>0.0001</td> </tr> <tr> <td>K_{UBS}^{prop}</td> <td>—</td> <td>—</td> <td>0.0001</td> </tr> <tr> <td>K_{UBS}^{vest}</td> <td>—</td> <td>—</td> <td>0.0001</td> </tr> <tr> <td>K_{UBS}^{int}</td> <td>—</td> <td>—</td> <td>0.0001</td> </tr> <tr> <td>K_{UBS}^{vis}</td> <td>—</td> <td>—</td> <td>0.0001</td> </tr> <tr> <td>K_{UBS}^{prop}</td> <td>—</td> <td>—</td> <td>0.0001</td> </tr> <tr> <td>K_{UBS}^{vest}</td> <td>—</td> <td>—</td> <td>0.0001</td> </tr> <tr> <td>K_{UBS}^{int}</td> <td>—</td> <td>—</td> <td>0.0001</td> </tr> <tr> <td>K_{UBS}^{vis}</td> <td>—</td> <td>—</td> <td>0.0001</td> </tr> <tr> <td>K_{UBS}^{prop}</td> <td>—</td> <td>—</td> <td>0.0001</td> </tr> <tr> <td>K_{UBS}^{vest}</td> <td>—</td> <td>—</td> <td>0.0001</td> </tr> <tr> <td>K_{UBS}^{int}</td> <td>—</td> <td>—</td> <td>0.0001</td> </tr> <tr> <td>K_{UBS}^{vis}</td> <td>—</td> <td>—</td> <td>0.0001</td> </tr> <tr> <td>K_{UBS}^{prop}</td> <td>—</td> <td>—</td> <td>0.0001</td> </tr> <tr> <td>K_{UBS}^{vest}</td> <td>—</td> <td>—</td> <td>0.0001</td> </tr> <tr> <td>K_{UBS}^{int}</td> <td>—</td> <td>—</td> <td>0.0001</td> </tr> <tr> <td>K_{UBS}^{vis}</td> <td>—</td> <td>—</td> <td>0.0001</td> </tr> <tr> <td>K_{UBS}^{prop}</td> <td>—</td> <td>—</td> <td>0.0001</td> </tr> <tr> <td>K_{UBS}^{vest}</td> <td>—</td> <td>—</td> <td>0.0001</td> </tr> <tr> <td>K_{UBS}^{int}</td> <td>—</td> <td>—</td> <td>0.0001</td> </tr> <tr> <td>K_{UBS}^{vis}</td> <td>—</td> <td>—</td> <td>0.0001</td> </tr> <tr> <td>K_{UBS}^{prop}</td> <td>—</td> <td>—</td> <td>0.0001</td> </tr> <tr> <td>K_{UBS}^{vest}</td> <td>—</td> <td>—</td> <td>0.0001</td> </tr> <tr> <td>K_{UBS}^{int}</td> <td>—</td> <td>—</td> <td>0.0001</td> </tr> <tr> <td>K_{UBS}^{vis}</td> <td>—</td> <td>—</td> <td>0.0001</td> </tr> <tr> <td>K_{UBS}^{prop}</td> <td>—</td> <td>—</td> <td>0.0001</td> </tr> <tr> <td>K_{UBS}^{vest}</td> <td>—</td> <td>—</td> <td>0.0001</td> </tr> <tr> <td>K_{UBS}^{int}</td> <td>—</td> <td>—</td> <td>0.0001</td> </tr> <tr> <td>K_{UBS}^{vis}</td> <td>—</td> <td>—</td> <td>0.0001</td> </tr> <tr> <td>K_{UBS}^{prop}</td> <td>—</td> <td>—</td> <td>0.0001</td> </tr> <tr> <td>K_{UBS}^{vest}</td> <td>—</td> <td>—</td> <td>0.0001</td> </tr> <tr> <td>K_{UBS}^{int}</td> <td>—</td> <td>—</td> <td>0.0001</td> </tr> <tr> <td>K_{UBS}^{vis}</td> <td>—</td> <td>—</td> <td>0.0001</td> </tr> <tr> <td>K_{UBS}^{prop}</td> <td>—</td> <td>—</td> <td>0.0001</td> </tr> <tr> <td>K_{UBS}^{vest}</td> <td>—</td> <td>—</td> <td>0.0001</td> </tr> <tr> <td>K_{UBS}^{int}</td> <td>—</td> <td>—</td> <td>0.0001</td> </tr> <tr> <td>K_{UBS}^{vis}</td> <td>—</td> <td>—</td> <td>0.0001</td> </tr> <tr> <td>K_{UBS}^{prop}</td> <td>—</td> <td>—</td> <td>0.0001</td> </tr> <tr> <td>K_{UBS}^{vest}</td> <td>—</td> <td>—</td> <td>0.0001</td> </tr> <tr> <td>K_{UBS}^{int}</td> <td>—</td> <td>—</td> <td>0.0001</td> </tr> <tr> <td>K_{UBS}^{vis}</td> <td>—</td> <td>—</td> <td>0.0001</td> </tr> <tr> <td>K_{UBS}^{prop}</td> <td>—</td> <td>—</td> <td>0.0001</td> </tr> <tr> <td>K_{UBS}^{vest}</td> <td>—</td> <td>—</td> <td>0.0001</td> </tr> <tr> <td>K_{UBS}^{int}</td> <td>—</td> <td>—</td> <td>0.0001</td> </tr> <tr> <td>K_{UBS}^{vis}</td> <td>—</td> <td>—</td> <td>0.0001</td> </tr> <tr> <td>K_{UBS}^{prop}</td> <td>—</td> <td>—</td> <td>0.0001</td> </tr> <tr> <td>K_{UBS}^{vest}</td> <td>—</td> <td>—</td> <td>0.0001</td> </tr> <tr> <td>K_{UBS}^{int}</td> <td>—</td> <td>—</td> <td>0.0001</td> </tr> <tr> <td>K_{UBS}^{vis}</td> <td>—</td> <td>—</td> <td>0.0001</td> </tr> <tr> <td>K_{UBS}^{prop}</td> <td>—</td> <td>—</td> <td>0.0001</td> </tr> <tr> <td>K_{UBS}^{vest}</td> <td>—</td> <td>—</td> <td>0.0001</td> </tr> <tr> <td>K_{UBS}^{int}</td> <td>—</td> <td>—</td> <td>0.0001</td> </tr> <tr> <td>K_{UBS}^{vis}</td> <td>—</td> <td>—</td> <td>0.0001</td> </tr> <tr> <td>K_{UBS}^{prop}</td> <td>—</td> <td>—</td> <td>0.0001</td> </tr> <tr> <td>K_{UBS}^{vest}</td> <td>—</td> <td>—</td> <td>0.0001</td> </tr> <tr> <td>K_{UBS}^{int}</td> <td>—</td> <td>—</td> <td>0.0001</td> </tr> <tr> <td>K_{UBS}^{vis}</td> <td>—</td> <td>—</td> <td>0.0001</td> </tr> <tr> <td>K_{UBS}^{prop}</td> <td>—</td> <td>—</td> <td>0.0001</td> </tr> <tr> <td>K_{UBS}^{vest}</td> <td>—</td> <td>—</td> <td>0.0001</td> </tr> <tr> <td>K_{UBS}^{int}</td> <td>—</td> <td>—</td> <td>0.0001</td> </tr> <tr> <td>K_{UBS}^{vis}</td> <td>—</td> <td>—</td> <td>0.0001</td> </tr> <tr> <td>K_{UBS}^{prop}</td> <td>—</td> <td>—</td> <td>0.0001</td> </tr> <tr> <td>K_{UBS}^{vest}</td> <td>—</td> <td>—</td> <td>0.0001</td> </tr> <tr> <td>K_{UBS}^{int}</td> <td>—</td> <td>—</td> <td>0.0001</td> </tr> <tr> <td>K_{UBS}^{vis}</td> <td>—</td> <td>—</td> <td>0.0001</td> </tr> <tr> <td>K_{UBS}^{prop}</td> <td>—</td> <td>—</td> <td>0.0001</td> </tr> <tr> <td>K_{UBS}^{vest}</td> <td>—</td> <td>—</td> <td>0.0001</td> </tr> <tr> <td>K_{UBS}^{int}</td> <td>—</td> <td>—</td> <td>0.0001</td> </tr> <tr> <td>K_{UBS}^{vis}</td> <td>—</td> <td>—</td> <td>0.0001</td> </tr> <tr> <td>K_{UBS}^{prop}</td> <td>—</td> <td>—</td> <td>0.0001</td> </tr> <tr> <td>K_{UBS}^{vest}</td> <td>—</td> <td>—</td> <td>0.0001</td> </tr> <tr> <td>K_{UBS}^{int}</td> <td>—</td> <td>—</td> <td>0.0001</td> </tr> <tr> <td>K_{UBS}^{vis}</td> <td>—</td> <td>—</td> <td>0.0001</td> </tr> <tr> <td>K_{UBS}^{prop}</td> <td>—</td> <td>—</td> <td>0.0001</td> </tr> <tr> <td>K_{UBS}^{vest}</td> <td>—</td> <td>—</td> <td>0.0001</td> </tr> <tr> <td>K_{UBS}^{int}</td> <td>—</td> <td>—</td> <td>0.0001</td> </tr> <tr> <td>K_{UBS}^{vis}</td> <td>—</td> <td>—</td> <td>0.0001</td> </tr> <tr> <td>K_{UBS}^{prop}</td> <td>—</td> <td>—</td> <td>0.0001</td> </tr> <tr> <td>K_{UBS}^{vest}</td> <td>—</td> <td>—</td> <td>0.0001</td> </tr> <tr> <td>K_{UBS}^{int}</td> <td>—</td> <td>—</td> <td>0.0001</td> </tr> <tr> <td>K_{UBS}^{vis}</td> <td>—</td> <td>—</td> <td>0.0001</td> </tr> <tr> <td>K_{UBS}^{prop}</td> <td>—</td> <td>—</td> <td>0.0001</td> </tr> <tr> <td>K_{UBS}^{vest}</td> <td>—</td> <td>—</td> <td>0.0001</td> </tr> <tr> <td>K_{UBS}^{int}</td> <td>—</td> <td>—</td> <td>0.0001</td> </tr> <tr> <td>K_{UBS}^{vis}</td> <td>—</td> <td>—</td> <td>0.0001</td> </tr> <tr> <td>K_{UBS}^{prop}</td> <td>—</td> <td>—</td> <td>0.0001</td> </tr> <tr> <td>K_{UBS}^{vest}</td> <td>—</td> <td>—</td> <td>0.0001</td> </tr> <tr> <td>K_{UBS}^{int}</td> <td>—</td> <td>—</td> <td>0.0001</td> </tr> <tr> <td>K_{UBS}^{vis}</td> <td>—</td> <td>—</td> <td>0.0001</td> </tr> <tr> <td>K_{UBS}^{prop}</td> <td>—</td> <td>—</td> <td>0.0001</td> </tr> <tr> <td>K_{UBS}^{vest}</td> <td>—</td> <td>—</td> <td>0.0001</td> </tr> <tr> <td>K_{UBS}^{int}</td> <td>—</td> <td>—</td> <td>0.0001</td> </tr> <tr> <td>K_{UBS}^{vis}</td> <td>—</td> <td>—</td> <td>0.0001</td> </tr> <tr> <td>K_{UBS}^{prop}</td> <td>—</td> <td>—</td> <td>0.0001</td> </tr> <tr> <td>K_{UBS}^{vest}</td> <td>—</td> <td>—</td> <td>0.0001</td> </tr> <tr> <td>K_{UBS}^{int}</td> <td>—</td> <td>—</td> <td>0.0001</td> </tr> <tr> <td>K_{UBS}^{vis}</td> <td>—</td> <td>—</td> <td>0.0001</td> </tr> <tr> <td>K_{UBS}^{prop}</td> <td>—</td> <td>—</td> <td>0.0001</td> </tr> <tr> <td>K_{UBS}^{vest}</td> <td>—</td> <td>—</td> <td>0.0001</td> </tr> <tr> <td>K_{UBS}^{int}</td> <td>—</td> <td>—</td> <td>0.0001</td> </tr> <tr> <td>K_{UBS}^{vis}</td> <td>—</td> <td>—</td> <td>0.0001</td> </tr> <tr> <td>K_{UBS}^{prop}</td> <td>—</td> <td>—</td> <td>0.0001</td> </tr> <tr> <td>K_{UBS}^{vest}</td> <td>—</td> <td>—</td> <td>0.0001</td> </tr> <tr> <td>K_{UBS}^{int}</td> <td>—</td> <td>—</td> <td>0.0001</td> </tr> <tr> <td>K_{UBS}^{vis}</td> <td>—</td> <td>—</td> <td>0.0001</td> </tr> <tr> <td>K_{UBS}^{prop}</td> <td>—</td> <td>—</td> <td>0.0001</td> </tr> <tr> <td>K_{UBS}^{vest}</td> <td>—</td> <td>—</td> <td>0.0001</td> </tr> <tr> <td>K_{UBS}^{int}</td> <td>—</td> <td>—</td> <td>0.0001</td> </tr> <tr> <td>K_{UBS}^{vis}</td> <td>—</td> <td>—</td> <td>0.0001</td> </tr> <tr> <td>K_{UBS}^{prop}</td> <td>—</td> <td>—</td> <td>0.0001</td> </tr> <tr> <td>K_{UBS}^{vest}</td> <td>—</td> <td>—</td> <td>0.0001</td> </tr> <tr> <td>K_{UBS}^{int}</td> <td>—</td> <td>—</td> <td>0.0001</td> </tr> <tr> <td>K_{UBS}^{vis}</td> <td>—</td> <td>—</td> <td>0.0001</td> </tr> <tr> <td>K_{UBS}^{prop}</td> <td>—</td> <td>—</td> <td>0.0001</td> </tr> <tr> <td>K_{UBS}^{vest}</td> <td>—</td> <td>—</td> <td>0.0001</td> </tr> <tr> <td>K_{UBS}^{int}</td> <td>—</td> <td>—</td> <td>0.0001</td> </tr> <tr> <td>K_{UBS}^{vis}</td> <td>—</td> <td>—</td> <td>0.0001</td> </tr> <tr> <td>K_{UBS}^{prop}</td> <td>—</td> <td>—</td> <td>0.0001</td> </tr> <tr> <td>K_{UBS}^{vest}</td> <td>—</td> <td>—</td> <td>0.0001</td> </tr> <tr> <td>K_{UBS}^{int}</td> <td>—</td> <td>—</td> <td>0.0001</td> </tr> <tr> <td>K_{UBS}^{vis}</td> <td>—</td> <td>—</td> <td>0.0001</td> </tr> <tr> <td>K_{UBS}^{prop}</td> <td>—</td> <td>—</td> <td>0.0001</td> </tr> <tr> <td>K_{UBS}^{vest}</td> <td>—</td> <td>—</td> <td>0.0001</td> </tr> <tr> <td>K_{UBS}^{int}</td> <td>—</td> <td>—</td> <td>0.0001</td> </tr> <tr> <td>K_{UBS}^{vis}</td> <td>—</td> <td>—</td> <td>0.0001</td> </tr> <tr> <td>K_{UBS}^{prop}</td> <td>—</td> <td>—</td> <td>0.0001</td> </tr> <tr> <td>K_{UBS}^{vest}</td> <td>—</td> <td>—</td> <td>0.0001</td> </tr> <tr> <td>K_{UBS}^{int}</td> <td>—</td> <td>—</td> <td>0.0001</td> </tr> <tr> <td>K_{UBS}^{vis}</td> <td>—</td> <td>—</td> <td>0.0001</td> </tr> <tr> <td>K_{UBS}^{prop}</td> <td>—</td> <td>—</td> <td>0.0001</td> </tr> <tr> <td>K_{UBS}^{vest}</td> <td>—</td> <td>—</td> <td>0.0001</td> </tr> <tr> <td>K_{UBS}^{int}</td> <td>—</td> <td>—</td> <td>0.0001</td> </tr> <tr> <td>K_{UBS}^{vis}</td> <td>—</td> <td>—</td> <td>0.0001</td> </tr> <tr> <td>K_{UBS}^{prop}</td> <td>—</td> <td>—</td> <td>0.0001</td> </tr> <tr> <td>K_{UBS}^{vest}</td> <td>—</td> <td>—</td> <td>0.0001</td> </tr> <tr> <td>K_{UBS}^{int}</td> <td>—</td> <td>—</td> <td>0.0001</td> </tr> <tr> <td>K_{UBS}^{vis}</td> <td>—</td> <td>—</td> <td>0.0001</td> </tr> <tr> <td>K_{UBS}^{prop}</td> <td>—</td> <td>—</td> <td>0.0001</td> </tr> <tr> <td>K_{UBS}^{vest}</td> <td>—</td> <td>—</td> <td>0.0001</td> </tr> <tr> <td>K_{UBS}^{int}</td> <td>—</td> <td>—</td> <td>0.0001</td> </tr> <tr> <td>K_{UBS}^{vis}</td> <td>—</td> <td>—</td> <td>0.0001</td> </tr> <tr> <td>K_{UBS}^{prop}</td> <td>—</td> <td>—</td> <td>0.0001</td> </tr> <tr> <td>K_{UBS}^{vest}</td> <td>—</td> <td>—</td> <td>0.0001</td> </tr> <tr> <td>K_{UBS}^{int}</td> <td>—</td> <td>—</td> <td>0.0001</td> </tr> <tr> <td>K_{UBS}^{vis}</td> <td>—</td> <td>—</td> <td>0.0001</td> </tr> <tr> <td>K_{UBS}^{prop}</td> <td>—</td> <td>—</td> <td>0.0001</td> </tr> <tr> <td>K_{UBS}^{vest}</td> <td>—</td> <td>—</td> <td>0.0001</td> </tr> <tr> <td>K_{UBS}^{int}</td> <td>—</td> <td>—</td> <td>0.0001</td> </tr> <tr> <td>K_{UBS}^{vis}</td> <td>—</td> <td>—</td> <td>0.0001</td> </tr> <tr> <td>K_{UBS}^{prop}</td> <td>—</td> <td>—</td> <td>0.0001</td> </tr> <tr> <td>K_{UBS}^{vest}</td> <td>—</td> <td>—</td> <td>0.0001</td> </tr> <tr> <td>K_{UBS}^{int}</td> <td>—</td> <td>—</td> <td>0.0001</td> </tr> <tr> <td>K_{UBS}^{vis}</td> <td>—</td> <td>—</td> <td>0.0001</td> </tr> <tr> <td>K_{UBS}^{prop}</td> <td>—</td> <td>—</td> <td>0.0001</td> </tr> <tr> <td>K_{UBS}^{vest}</td> <td>—</td> <td>—</td> <td>0.0001</td> </tr> <tr> <td>K_{UBS}^{int}</td> <td>—</td> <td>—</td> <td>0.0001</td> </tr> <tr> <td>K_{UBS}^{vis}</td> <td>—</td> <td>—</td> <td>0.0001</td> </tr> <tr> <td>K_{UBS}^{prop}</td> <td>—</td> <td>—</td> <td>0.0001</td> </tr> <tr> <td>K_{UBS}^{vest}</td> <td>—</td> <td>—</td> <td>0.0001</td> </tr> <tr> <td>K_{UBS}^{int}</td> <td>—</td> <td>—</td> <td>0.0001</td> </tr> <tr> <td>K_{UBS}^{vis}</td> <td>—</td> <td>—</td> <td>0.0001</td> </tr> <tr> <td>K_{UBS}^{prop}</td> <td>—</td> <td>—</td> <td>0.0001</td> </tr> <tr> <td>K_{UBS}^{vest}</td> <td>—</td> <td>—</td> <td>0.0001</td> </tr> <tr> <td>K_{UBS}^{int}</td> <td>—</td> <td>—</td> <td>0.0001</td> </tr> <tr> <td>K_{UBS}^{vis}</td> <td>—</td> <td>—</td> <td>0.0001</td> </tr> <tr> <td>K_{UBS}^{prop}</td> <td>—</td> <td>—</td> <td>0.0001</td> </tr> <tr> <td>K_{UBS}^{vest}</td> <td>—</td> <td>—</td> <td>0.0001</td> </tr> <tr> <td>K_{UBS}^{int}</td> <td>—</td> <td>—</td> <td>0.0001</td> </tr> <tr> <td>K_{UBS}^{vis}</td> <td>—</td> <td>—</td> <td>0.0001</td> </tr> <tr> <td>K_{UBS}^{prop}</td> <td>—</td> <td>—</td> <td>0.0001</td> </tr> <tr> <td>K_{UBS}^{vest}</td> <td>—</td> <td>—</td> <td>0.0001</td> </tr> <tr> <td>K_{UBS}^{int}</td> <td>—</td> <td>—</td> <td>0.0001</td> </tr> <tr> <td>K_{UBS}^{vis}</td> <td>—</td> <td>—</td> <td>0.0001</td> </tr> <tr> <td>K_{UBS}^{prop}</td> <td>—</td> <td>—</td> <td>0.0001</td> </tr> <tr> <td>K_{UBS}^{vest}</td> <td>—</td> <td>—</td> <td>0.0001</td> </tr> <tr> <td>K_{UBS}^{int}</td> <td>—</td> <td>—</td> <td>0.0001</td> </tr> <tr> <td>K_{UBS}^{vis}</td> <td>—</td> <td>—</td> <td>0.0001</td> </tr> <tr> <td>K_{UBS}^{prop}</td> <td>—</td> <td>—</td> <td>0.0001</td> </tr> <tr> <td>K_{UBS}^{vest}</td> <td>—</td> <td>—</td> <td>0.0001</td> </tr> <tr> <td>K_{UBS}^{int}</td> <td>—</td> <td>—</td> <td>0.0001</td> </tr> <tr> <td>K_{UBS}^{vis}</td> <td>—</td> <td>—</td> <td>0.0001</td> </tr> <tr> <td>K_{UBS}^{prop}</td> <td>—</td> <td>—</td> <td>0.0001</td> </tr> <tr> <td>K_{UBS}^{vest}</td> <td>—</td> <td>—</td> <td>0.0001</td> </tr> <tr> <td>K_{UBS}^{int}</td> <td>—</td> <td>—</td> <td>0.0001</td> </tr> <tr> <td>K_{UBS}^{vis}</td> <td>—</td> <td>—</td> <td>0.0001</td> </tr> <tr> <td>K_{UBS}^{prop}</td> <td>—</td> <td>—</td> <td>0.0001</td> </tr> <tr> <td>K_{UBS}^{vest}</td> <td>—</td> <td>—</td> <td>0.0001</td> </tr> <tr> <td>K_{UBS}^{int}</td> <td>—</td> <td>—</td> <td>0.0001</td> </tr> <tr> <td>K_{UBS}^{vis}</td> <td>—</td> <td>—</td> <td>0.0001</td> </tr> <tr> <td>K_{UBS}^{prop}</td> <td>—</td> <td>—</td> <td>0.0001</td> </tr> <tr> <td>K_{UBS}^{vest}</td> <td>—</td> <td>—</td> <td>0.0001</td> </tr> <tr> <td>K_{UBS}^{int}</td> <td>—</td> <td>—</td> <td>0.0001</td> </tr> <tr> <td></td></tr></tbody></table>	Parameter	DRII YD Model		Visual TD Model	Dist. Control	Dist. Control	K_{UBS}	$7.8 \pm 2.7^*$	$7.8 \pm 2.7^*$	7.81	K_{UBS}^{vis}	$1.2 \pm 0.60^*$	$1.2 \pm 0.60^*$	1.20	K_{UBS}^{prop}	$25.1 \pm 6.1^*$	$25.1 \pm 6.1^*$	25.11	K_{UBS}^{vest}	0.78	—	0.78	K_{UBS}^{int}	—	4.89	0.0001	K_{UBS}^{vis}	—	—	0.0001	K_{UBS}^{prop}	—	—	0.0001	K_{UBS}^{vest}	—	—	0.0001	K_{UBS}^{int}	—	—	0.0001	K_{UBS}^{vis}	—	—	0.0001	K_{UBS}^{prop}	—	—	0.0001	K_{UBS}^{vest}	—	—	0.0001	K_{UBS}^{int}	—	—	0.0001	K_{UBS}^{vis}	—	—	0.0001	K_{UBS}^{prop}	—	—	0.0001	K_{UBS}^{vest}	—	—	0.0001	K_{UBS}^{int}	—	—	0.0001	K_{UBS}^{vis}	—	—	0.0001	K_{UBS}^{prop}	—	—	0.0001	K_{UBS}^{vest}	—	—	0.0001	K_{UBS}^{int}	—	—	0.0001	K_{UBS}^{vis}	—	—	0.0001	K_{UBS}^{prop}	—	—	0.0001	K_{UBS}^{vest}	—	—	0.0001	K_{UBS}^{int}	—	—	0.0001	K_{UBS}^{vis}	—	—	0.0001	K_{UBS}^{prop}	—	—	0.0001	K_{UBS}^{vest}	—	—	0.0001	K_{UBS}^{int}	—	—	0.0001	K_{UBS}^{vis}	—	—	0.0001	K_{UBS}^{prop}	—	—	0.0001	K_{UBS}^{vest}	—	—	0.0001	K_{UBS}^{int}	—	—	0.0001	K_{UBS}^{vis}	—	—	0.0001	K_{UBS}^{prop}	—	—	0.0001	K_{UBS}^{vest}	—	—	0.0001	K_{UBS}^{int}	—	—	0.0001	K_{UBS}^{vis}	—	—	0.0001	K_{UBS}^{prop}	—	—	0.0001	K_{UBS}^{vest}	—	—	0.0001	K_{UBS}^{int}	—	—	0.0001	K_{UBS}^{vis}	—	—	0.0001	K_{UBS}^{prop}	—	—	0.0001	K_{UBS}^{vest}	—	—	0.0001	K_{UBS}^{int}	—	—	0.0001	K_{UBS}^{vis}	—	—	0.0001	K_{UBS}^{prop}	—	—	0.0001	K_{UBS}^{vest}	—	—	0.0001	K_{UBS}^{int}	—	—	0.0001	K_{UBS}^{vis}	—	—	0.0001	K_{UBS}^{prop}	—	—	0.0001	K_{UBS}^{vest}	—	—	0.0001	K_{UBS}^{int}	—	—	0.0001	K_{UBS}^{vis}	—	—	0.0001	K_{UBS}^{prop}	—	—	0.0001	K_{UBS}^{vest}	—	—	0.0001	K_{UBS}^{int}	—	—	0.0001	K_{UBS}^{vis}	—	—	0.0001	K_{UBS}^{prop}	—	—	0.0001	K_{UBS}^{vest}	—	—	0.0001	K_{UBS}^{int}	—	—	0.0001	K_{UBS}^{vis}	—	—	0.0001	K_{UBS}^{prop}	—	—	0.0001	K_{UBS}^{vest}	—	—	0.0001	K_{UBS}^{int}	—	—	0.0001	K_{UBS}^{vis}	—	—	0.0001	K_{UBS}^{prop}	—	—	0.0001	K_{UBS}^{vest}	—	—	0.0001	K_{UBS}^{int}	—	—	0.0001	K_{UBS}^{vis}	—	—	0.0001	K_{UBS}^{prop}	—	—	0.0001	K_{UBS}^{vest}	—	—	0.0001	K_{UBS}^{int}	—	—	0.0001	K_{UBS}^{vis}	—	—	0.0001	K_{UBS}^{prop}	—	—	0.0001	K_{UBS}^{vest}	—	—	0.0001	K_{UBS}^{int}	—	—	0.0001	K_{UBS}^{vis}	—	—	0.0001	K_{UBS}^{prop}	—	—	0.0001	K_{UBS}^{vest}	—	—	0.0001	K_{UBS}^{int}	—	—	0.0001	K_{UBS}^{vis}	—	—	0.0001	K_{UBS}^{prop}	—	—	0.0001	K_{UBS}^{vest}	—	—	0.0001	K_{UBS}^{int}	—	—	0.0001	K_{UBS}^{vis}	—	—	0.0001	K_{UBS}^{prop}	—	—	0.0001	K_{UBS}^{vest}	—	—	0.0001	K_{UBS}^{int}	—	—	0.0001	K_{UBS}^{vis}	—	—	0.0001	K_{UBS}^{prop}	—	—	0.0001	K_{UBS}^{vest}	—	—	0.0001	K_{UBS}^{int}	—	—	0.0001	K_{UBS}^{vis}	—	—	0.0001	K_{UBS}^{prop}	—	—	0.0001	K_{UBS}^{vest}	—	—	0.0001	K_{UBS}^{int}	—	—	0.0001	K_{UBS}^{vis}	—	—	0.0001	K_{UBS}^{prop}	—	—	0.0001	K_{UBS}^{vest}	—	—	0.0001	K_{UBS}^{int}	—	—	0.0001	K_{UBS}^{vis}	—	—	0.0001	K_{UBS}^{prop}	—	—	0.0001	K_{UBS}^{vest}	—	—	0.0001	K_{UBS}^{int}	—	—	0.0001	K_{UBS}^{vis}	—	—	0.0001	K_{UBS}^{prop}	—	—	0.0001	K_{UBS}^{vest}	—	—	0.0001	K_{UBS}^{int}	—	—	0.0001	K_{UBS}^{vis}	—	—	0.0001	K_{UBS}^{prop}	—	—	0.0001	K_{UBS}^{vest}	—	—	0.0001	K_{UBS}^{int}	—	—	0.0001	K_{UBS}^{vis}	—	—	0.0001	K_{UBS}^{prop}	—	—	0.0001	K_{UBS}^{vest}	—	—	0.0001	K_{UBS}^{int}	—	—	0.0001	K_{UBS}^{vis}	—	—	0.0001	K_{UBS}^{prop}	—	—	0.0001	K_{UBS}^{vest}	—	—	0.0001	K_{UBS}^{int}	—	—	0.0001	K_{UBS}^{vis}	—	—	0.0001	K_{UBS}^{prop}	—	—	0.0001	K_{UBS}^{vest}	—	—	0.0001	K_{UBS}^{int}	—	—	0.0001	K_{UBS}^{vis}	—	—	0.0001	K_{UBS}^{prop}	—	—	0.0001	K_{UBS}^{vest}	—	—	0.0001	K_{UBS}^{int}	—	—	0.0001	K_{UBS}^{vis}	—	—	0.0001	K_{UBS}^{prop}	—	—	0.0001	K_{UBS}^{vest}	—	—	0.0001	K_{UBS}^{int}	—	—	0.0001	K_{UBS}^{vis}	—	—	0.0001	K_{UBS}^{prop}	—	—	0.0001	K_{UBS}^{vest}	—	—	0.0001	K_{UBS}^{int}	—	—	0.0001	K_{UBS}^{vis}	—	—	0.0001	K_{UBS}^{prop}	—	—	0.0001	K_{UBS}^{vest}	—	—	0.0001	K_{UBS}^{int}	—	—	0.0001	K_{UBS}^{vis}	—	—	0.0001	K_{UBS}^{prop}	—	—	0.0001	K_{UBS}^{vest}	—	—	0.0001	K_{UBS}^{int}	—	—	0.0001	K_{UBS}^{vis}	—	—	0.0001	K_{UBS}^{prop}	—	—	0.0001	K_{UBS}^{vest}	—	—	0.0001	K_{UBS}^{int}	—	—	0.0001	K_{UBS}^{vis}	—	—	0.0001	K_{UBS}^{prop}	—	—	0.0001	K_{UBS}^{vest}	—	—	0.0001	K_{UBS}^{int}	—	—	0.0001	K_{UBS}^{vis}	—	—	0.0001	K_{UBS}^{prop}	—	—	0.0001	K_{UBS}^{vest}	—	—	0.0001	K_{UBS}^{int}	—	—	0.0001	K_{UBS}^{vis}	—	—	0.0001	K_{UBS}^{prop}	—	—	0.0001	K_{UBS}^{vest}	—	—	0.0001	K_{UBS}^{int}	—	—	0.0001	K_{UBS}^{vis}	—	—	0.0001	K_{UBS}^{prop}	—	—	0.0001	K_{UBS}^{vest}	—	—	0.0001	K_{UBS}^{int}	—	—	0.0001	K_{UBS}^{vis}	—	—	0.0001	K_{UBS}^{prop}	—	—	0.0001	K_{UBS}^{vest}	—	—	0.0001	K_{UBS}^{int}	—	—	0.0001	K_{UBS}^{vis}	—	—	0.0001	K_{UBS}^{prop}	—	—	0.0001	K_{UBS}^{vest}	—	—	0.0001	K_{UBS}^{int}	—	—	0.0001	K_{UBS}^{vis}	—	—	0.0001	K_{UBS}^{prop}	—	—	0.0001	K_{UBS}^{vest}	—	—	0.0001	K_{UBS}^{int}	—	—	0.0001	K_{UBS}^{vis}	—	—	0.0001	K_{UBS}^{prop}	—	—	0.0001	K_{UBS}^{vest}	—	—	0.0001	K_{UBS}^{int}	—	—	0.0001	K_{UBS}^{vis}	—	—	0.0001	K_{UBS}^{prop}	—	—	0.0001	K_{UBS}^{vest}	—	—	0.0001	K_{UBS}^{int}	—	—	0.0001	K_{UBS}^{vis}	—	—	0.0001	K_{UBS}^{prop}	—	—	0.0001	K_{UBS}^{vest}	—	—	0.0001	K_{UBS}^{int}	—	—	0.0001	K_{UBS}^{vis}	—	—	0.0001	K_{UBS}^{prop}	—	—	0.0001	K_{UBS}^{vest}	—	—	0.0001	K_{UBS}^{int}	—	—	0.0001	K_{UBS}^{vis}	—	—	0.0001	K_{UBS}^{prop}	—	—	0.0001	K_{UBS}^{vest}	—	—	0.0001	K_{UBS}^{int}	—	—	0.0001	K_{UBS}^{vis}	—	—	0.0001	K_{UBS}^{prop}	—	—	0.0001	K_{UBS}^{vest}	—	—	0.0001	K_{UBS}^{int}	—	—	0.0001	K_{UBS}^{vis}	—	—	0.0001	K_{UBS}^{prop}	—	—	0.0001	K_{UBS}^{vest}	—	—	0.0001	K_{UBS}^{int}	—	—	0.0001	K_{UBS}^{vis}	—	—	0.0001	K_{UBS}^{prop}	—	—	0.0001	K_{UBS}^{vest}	—	—	0.0001	K_{UBS}^{int}	—	—	0.0001	K_{UBS}^{vis}	—	—	0.0001	K_{UBS}^{prop}	—	—	0.0001	K_{UBS}^{vest}	—	—	0.0001	K_{UBS}^{int}	—	—	0.0001	K_{UBS}^{vis}	—	—	0.0001	K_{UBS}^{prop}	—	—	0.0001	K_{UBS}^{vest}	—	—	0.0001	K_{UBS}^{int}	—	—	0.0001	
Parameter	DRII YD Model		Visual TD Model																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																														
	Dist. Control	Dist. Control																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																															
K_{UBS}	$7.8 \pm 2.7^*$	$7.8 \pm 2.7^*$	7.81																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																														
K_{UBS}^{vis}	$1.2 \pm 0.60^*$	$1.2 \pm 0.60^*$	1.20																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																														
K_{UBS}^{prop}	$25.1 \pm 6.1^*$	$25.1 \pm 6.1^*$	25.11																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																														
K_{UBS}^{vest}	0.78	—	0.78																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																														
K_{UBS}^{int}	—	4.89	0.0001																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																														
K_{UBS}^{vis}	—	—	0.0001																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																														
K_{UBS}^{prop}	—	—	0.0001																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																														
K_{UBS}^{vest}	—	—	0.0001																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																														
K_{UBS}^{int}	—	—	0.0001																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																														
K_{UBS}^{vis}	—	—	0.0001																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																														
K_{UBS}^{prop}	—	—	0.0001																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																														
K_{UBS}^{vest}	—	—	0.0001																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																														
K_{UBS}^{int}	—	—	0.0001																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																														
K_{UBS}^{vis}	—	—	0.0001																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																														
K_{UBS}^{prop}	—	—	0.0001																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																														
K_{UBS}^{vest}	—	—	0.0001																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																														
K_{UBS}^{int}	—	—	0.0001																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																														
K_{UBS}^{vis}	—	—	0.0001																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																														
K_{UBS}^{prop}	—	—	0.0001																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																														
K_{UBS}^{vest}	—	—	0.0001																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																														
K_{UBS}^{int}	—	—	0.0001																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																														
K_{UBS}^{vis}	—	—	0.0001																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																														
K_{UBS}^{prop}	—	—	0.0001																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																														
K_{UBS}^{vest}	—	—	0.0001																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																														
K_{UBS}^{int}	—	—	0.0001																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																														
K_{UBS}^{vis}	—	—	0.0001																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																														
K_{UBS}^{prop}	—	—	0.0001																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																														
K_{UBS}^{vest}	—	—	0.0001																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																														
K_{UBS}^{int}	—	—	0.0001																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																														
K_{UBS}^{vis}	—	—	0.0001																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																														
K_{UBS}^{prop}	—	—	0.0001																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																														
K_{UBS}^{vest}	—	—	0.0001																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																														
K_{UBS}^{int}	—	—	0.0001																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																														
K_{UBS}^{vis}	—	—	0.0001																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																														
K_{UBS}^{prop}	—	—	0.0001																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																														
K_{UBS}^{vest}	—	—	0.0001																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																														
K_{UBS}^{int}	—	—	0.0001																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																														
K_{UBS}^{vis}	—	—	0.0001																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																														
K_{UBS}^{prop}	—	—	0.0001																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																														
K_{UBS}^{vest}	—	—	0.0001																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																														
K_{UBS}^{int}	—	—	0.0001																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																														
K_{UBS}^{vis}	—	—	0.0001																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																														
K_{UBS}^{prop}	—	—	0.0001																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																														
K_{UBS}^{vest}	—	—	0.0001																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																														
K_{UBS}^{int}	—	—	0.0001																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																														
K_{UBS}^{vis}	—	—	0.0001																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																														
K_{UBS}^{prop}	—	—	0.0001																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																														
K_{UBS}^{vest}	—	—	0.0001																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																														
K_{UBS}^{int}	—	—	0.0001																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																														
K_{UBS}^{vis}	—	—	0.0001																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																														
K_{UBS}^{prop}	—	—	0.0001																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																														
K_{UBS}^{vest}	—	—	0.0001																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																														
K_{UBS}^{int}	—	—	0.0001																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																														
K_{UBS}^{vis}	—	—	0.0001																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																														
K_{UBS}^{prop}	—	—	0.0001																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																														
K_{UBS}^{vest}	—	—	0.0001																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																														
K_{UBS}^{int}	—	—	0.0001																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																														
K_{UBS}^{vis}	—	—	0.0001																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																														
K_{UBS}^{prop}	—	—	0.0001																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																														
K_{UBS}^{vest}	—	—	0.0001																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																														
K_{UBS}^{int}	—	—	0.0001																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																														
K_{UBS}^{vis}	—	—	0.0001																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																														
K_{UBS}^{prop}	—	—	0.0001																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																														
K_{UBS}^{vest}	—	—	0.0001																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																														
K_{UBS}^{int}	—	—	0.0001																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																														
K_{UBS}^{vis}	—	—	0.0001																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																														
K_{UBS}^{prop}	—	—	0.0001																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																														
K_{UBS}^{vest}	—	—	0.0001																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																														
K_{UBS}^{int}	—	—	0.0001																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																														
K_{UBS}^{vis}	—	—	0.0001																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																														
K_{UBS}^{prop}	—	—	0.0001																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																														
K_{UBS}^{vest}	—	—	0.0001																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																														
K_{UBS}^{int}	—	—	0.0001																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																														
K_{UBS}^{vis}	—	—	0.0001																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																														
K_{UBS}^{prop}	—	—	0.0001																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																														
K_{UBS}^{vest}	—	—	0.0001																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																														
K_{UBS}^{int}	—	—	0.0001																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																														
K_{UBS}^{vis}	—	—	0.0001																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																														
K_{UBS}^{prop}	—	—	0.0001																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																														
K_{UBS}^{vest}	—	—	0.0001																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																														
K_{UBS}^{int}	—	—	0.0001																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																														
K_{UBS}^{vis}	—	—	0.0001																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																														
K_{UBS}^{prop}	—	—	0.0001																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																														
K_{UBS}^{vest}	—	—	0.0001																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																														
K_{UBS}^{int}	—	—	0.0001																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																														
K_{UBS}^{vis}	—	—	0.0001																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																														
K_{UBS}^{prop}	—	—	0.0001																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																														
K_{UBS}^{vest}	—	—	0.0001																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																														
K_{UBS}^{int}	—	—	0.0001																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																														
K_{UBS}^{vis}	—	—	0.0001																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																														
K_{UBS}^{prop}	—	—	0.0001																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																														
K_{UBS}^{vest}	—	—	0.0001																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																														
K_{UBS}^{int}	—	—	0.0001																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																														
K_{UBS}^{vis}	—	—	0.0001																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																														
K_{UBS}^{prop}	—	—	0.0001																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																														
K_{UBS}^{vest}	—	—	0.0001																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																														
K_{UBS}^{int}	—	—	0.0001																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																														
K_{UBS}^{vis}	—	—	0.0001																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																														
K_{UBS}^{prop}	—	—	0.0001																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																														
K_{UBS}^{vest}	—	—	0.0001																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																														
K_{UBS}^{int}	—	—	0.0001																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																														
K_{UBS}^{vis}	—	—	0.0001																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																														
K_{UBS}^{prop}	—	—	0.0001																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																														
K_{UBS}^{vest}	—	—	0.0001																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																														
K_{UBS}^{int}	—	—	0.0001																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																														
K_{UBS}^{vis}	—	—	0.0001																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																														
K_{UBS}^{prop}	—	—	0.0001																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																														
K_{UBS}^{vest}	—	—	0.0001																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																														
K_{UBS}^{int}	—	—	0.0001																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																														
K_{UBS}^{vis}	—	—	0.0001																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																														
K_{UBS}^{prop}	—	—	0.0001																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																														
K_{UBS}^{vest}	—	—	0.0001																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																														
K_{UBS}^{int}	—	—	0.0001																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																														
K_{UBS}^{vis}	—	—	0.0001																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																														
K_{UBS}^{prop}	—	—	0.0001																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																														
K_{UBS}^{vest}	—	—	0.0001																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																														
K_{UBS}^{int}	—	—	0.0001																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																														
K_{UBS}^{vis}	—	—	0.0001																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																														
K_{UBS}^{prop}	—	—	0.0001																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																														
K_{UBS}^{vest}	—	—	0.0001																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																														
K_{UBS}^{int}	—	—	0.0001																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																														
K_{UBS}^{vis}	—	—	0.0001																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																														
K_{UBS}^{prop}	—	—	0.0001																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																														
K_{UBS}^{vest}	—	—	0.0001																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																														
K_{UBS}^{int}	—	—	0.0001																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																														
K_{UBS}^{vis}	—	—	0.0001																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																														
K_{UBS}^{prop}	—	—	0.0001																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																														
K_{UBS}^{vest}	—	—	0.0001																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																														
K_{UBS}^{int}	—	—	0.0001																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																														
K_{UBS}^{vis}	—	—	0.0001																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																														
K_{UBS}^{prop}	—	—	0.0001																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																														
K_{UBS}^{vest}	—	—	0.0001																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																														
K_{UBS}^{int}	—	—	0.0001																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																														
K_{UBS}^{vis}	—	—	0.0001																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																														
K_{UBS}^{prop}	—	—	0.0001																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																														
K_{UBS}^{vest}	—	—	0.0001																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																														
K_{UBS}^{int}	—	—	0.0001																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																														
K_{UBS}^{vis}	—	—	0.0001																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																														
K_{UBS}^{prop}	—	—	0.0001																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																														
K_{UBS}^{vest}	—	—	0.0001																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																														
K_{UBS}^{int}	—	—	0.0001																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																														
K_{UBS}^{vis}	—	—	0.0001																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																														
K_{UBS}^{prop}	—	—	0.0001																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																														
K_{UBS}^{vest}	—	—	0.0001																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																														
K_{UBS}^{int}	—	—	0.0001																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																														
K_{UBS}^{vis}	—	—	0.0001																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																														
K_{UBS}^{prop}	—	—	0.0001																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																														
K_{UBS}^{vest}	—	—	0.0001																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																														
K_{UBS}^{int}	—	—	0.0001																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																														
K_{UBS}^{vis}	—	—	0.0001																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																														
K_{UBS}^{prop}	—	—	0.0001																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																														
K_{UBS}^{vest}	—	—	0.0001																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																														
K_{UBS}^{int}	—	—	0.0001																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																														
K_{UBS}^{vis}	—	—	0.0001																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																														
K_{UBS}^{prop}	—	—	0.0001																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																														
K_{UBS}^{vest}	—	—	0.0001																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																														
K_{UBS}^{int}	—	—	0.0001																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																														
K_{UBS}^{vis}	—	—	0.0001																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																														
K_{UBS}^{prop}	—	—	0.0001																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																														
K_{UBS}^{vest}	—	—	0.0001																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																														
K_{UBS}^{int}	—	—	0.0001																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																														
K_{UBS}^{vis}	—	—	0.0001																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																														
K_{UBS}^{prop}	—	—	0.0001																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																														
K_{UBS}^{vest}	—	—	0.0001																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																														
K_{UBS}^{int}	—	—	0.0001																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																														
K_{UBS}^{vis}	—	—	0.0001																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																														
K_{UBS}^{prop}	—	—	0.0001																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																														
K_{UBS}^{vest}	—	—	0.0001																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																														
K_{UBS}^{int}	—	—	0.0001																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																														
K_{UBS}^{vis}	—	—	0.0001																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																														
K_{UBS}^{prop}	—	—	0.0001																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																														
K_{UBS}^{vest}	—	—	0.0001																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																														
K_{UBS}^{int}	—	—	0.0001																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																														
K_{UBS}^{vis}	—	—	0.0001																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																														
K_{UBS}^{prop}	—	—	0.0001																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																														
K_{UBS}^{vest}	—	—	0.0001																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																														
K_{UBS}^{int}	—	—	0.0001																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																														
K_{UBS}^{vis}	—	—	0.0001																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																														
K_{UBS}^{prop}	—	—	0.0001																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																														
K_{UBS}^{vest}	—	—	0.0001																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																														
K_{UBS}^{int}	—	—	0.0001																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																														
K_{UBS}^{vis}	—	—	0.0001																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																														
K_{UBS}^{prop}	—	—	0.0001																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																														
K_{UBS}^{vest}	—	—	0.0001																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																														
K_{UBS}^{int}	—	—	0.0001																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																														
K_{UBS}^{vis}	—	—	0.0001																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																														
K_{UBS}^{prop}	—	—	0.0001																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																														
K_{UBS}^{vest}	—	—	0.0001																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																														
K_{UBS}^{int}	—	—	0.0001																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																														
K_{UBS}^{vis}	—	—	0.0001																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																														
K_{UBS}^{prop}	—	—	0.0001																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																														
K_{UBS}^{vest}	—	—	0.0001																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																														
K_{UBS}^{int}	—	—	0.0001																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																														
K_{UBS}^{vis}	—	—	0.0001																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																														
K_{UBS}^{prop}	—	—	0.0001																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																														
K_{UBS}^{vest}	—	—	0.0001																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																														
K_{UBS}^{int}	—	—	0.0001																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																														
K_{UBS}^{vis}	—	—	0.0001																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																														
K_{UBS}^{prop}	—	—	0.0001																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																														
K_{UBS}^{vest}	—	—	0.0001																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																														
K_{UBS}^{int}	—	—	0.0001																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																														
K_{UBS}^{vis}	—	—	0.0001																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																														
K_{UBS}^{prop}	—	—	0.0001																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																														
K_{UBS}^{vest}	—	—	0.0001																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																														
K_{UBS}^{int}	—	—	0.0001																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																														
K_{UBS}^{vis}	—	—	0.0001																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																														
K_{UBS}^{prop}	—	—	0.0001																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																														
K_{UBS}^{vest}	—	—	0.0001																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																														
K_{UBS}^{int}	—	—	0.0001																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																														
K_{UBS}^{vis}	—	—	0.0001																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																														
K_{UBS}^{prop}	—	—	0.0001																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																														
K_{UBS}^{vest}	—	—	0.0001																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																														
K_{UBS}^{int}	—	—	0.0001																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																														
K_{UBS}^{vis}	—	—	0.0001																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																														
K_{UBS}^{prop}	—	—	0.0001																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																														
K_{UBS}^{vest}	—	—	0.0001																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																														
K_{UBS}^{int}	—	—	0.0001																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																														

Annexe 17 :

Raideur (N.mm/rad) et Amortissement (N.mm.s/rad) appliquées aux articulations

Segment Corporel (ex: D)	Articulation	Type de liaison	Nb ddl	Mouvements	Stiffness (N.mm/rad) Raideur			Damping (N.mm.s/rad) Amortissement		
					kt x	kt y	kt z	ct x	ct y	ct z
Plateau										
	?	appui-plan	0 ?							
Pied D										
	Cheville D	pivot	2		200000	89100	200000	1950	1950	1950
Tibia D										
	Genou D	pivot	2	Flexion / Ext.	200000	50000	200000	2000	2000	2000
Cuisse D										
	Hanche D	rotule	3	Flexion / Ext Abd / Add Rot. méd/lat	50000	50000	50000	2000	2000	2000
Bassin (abdomen + pelvis)										
	L5/S1	rotule	3		160000	90000	160000	100	3000	3000
Thorax										
	C7/T1	rotule	3		160000	90000	160000	100	3000	3000
Cou										
	Low Skull			Flexion / ext Abd / Add Rot. méd/lat	160000	90000	160000	100	3000	3000
Tête										
Thorax										
	Epaule D	rotule	3	Flexion / Ext Abd / Add Rot. ext/int	10000	10000	10000	2000	2000	2000
Bras D										
	Coude D	pivot		Flexion / ext Abd / Add Rot. méd/lat	10000	10000	10000	2000	2000	2000
Avant-bras D										
	Poignet D	pivot		Flexion / ext Abd / Add	10000	10000	10000	2000	2000	2000
Main D										

En grisé, données issues de la littérature.

En blanc, données hypothétiques

Annexe 18 : Tableau de littérature sur quelques protocoles expérimentaux utilisés en situation de double-tâche

Nom du 1 ^{er} auteur	Année	Sujets	Tâche posturale & nature perturbation	Tâche cognitive	Résultats
Nobécourt	1986	Enfants (6 - 11)	Tâche motrice	Tâche verbale	Enfants les plus âgés présentent de meilleurs résultats
Brown	1999	JA et PA	TS	Compter à rebours (soustraire 3)	en DT, l'opération de soustraction nécessite plus de temps (délai dans le comptage). La réalisation d'un pas augmente les contraintes sur les ressources cognitives : ralentissement plus prononcé du comptage dans stratégies à SF, diminution de l'activation du GC de 25% entre 350-500 ms après la perturbation ; par contre, l'activité du muscle n'est pas affectée plus tôt (Rankin et al. 2000)
Norrie	2002		TS faibles	Tâche de tracking visuomoteur	Augmentation du déplacement du CP de 5-14% en phase tardive (au-delà de 250 ms après la perturbation) ; pas de modification avant, ni au niveau musculaire (cheville) pendant la RPA (phase précédente)
Brauer	2002	JA et PA	TS imprédictibles	Tâche auditive (Temps de réaction TR, en disant un mot), synchronisé avec la perturbation (présentation simultanée avec le début de la perturbation)	Un pas compensatoire allonge le temps de réaction, surtout chez PA
Redfern	2002		TS- faible perturbation	Tâche auditive ou visuelle de TR en relation avec la perturbation	Temps de réaction plus long si le stimulus est délivré à PO (début de la perturbation) ou 100 ms après, par rapport à 250 ms ou + après PO
Simoneau	2001	JA et PA	Assis, debout, immobile avec et sans vision	Tâche auditive (TR) au début perturbation	The process of reweighting sensory information perturbs the postural stability of the elderly
Pellecchia	2002	JA	Debout sur tapis de mousse	a) Compter à rebours (soustr. 3) c) 2 classification 2-bit b) Digit reversal	Mise en évidence de l'impact de l'attention sur les performances motrices ; a > b > c
Muller	2004		TS	TR auditif & indice (ou non) avant la perturbation	Intérférence entre l'exigence de la tâche posturale et le TR dans les 50 premières millisecondes seulement
Redfern	2002	JA et PA	TS- faible perturbation	Tâche de TR volontaire	La réalisation d'une tâche cognitive additionnelle n'influence ni sur la latence ni sur l'amplitude du pic initial
Zettel	2005	JA	TS	Pas de tâche spécifique ; mais étudient l'influence des indices sur la perturbation	dans la condition "cue", CNV avant PO; moins de déplacements du CP
John L et al	2005	JA	TS - position assise	RT auditif	La réalisation d'un pas augmente le temps de réaction
Vuillerme	2007	JA	Debout statique	Se focaliser sur sa posture	Le contrôle automatique est mis à mal, et l'efficacité posturale diminuée lorsque l'attention est portée sur le maintien de la station debout

Vibert	2006	JA	TS (accélération linéaire), assis	Avec/sans imagerie mentale	Mis en relation avec le comportement "stiff/floppy" des sujets; Le mouvement de tête initie un réflexe VCR et une modulation de la réponse posturale médiée par la vision; après 100 ms, les mécanismes de contrôle volontaire interviennent.
Rankin	2000	JA, PA	TS (de 15 à 70 cm/s), ne pas faire de pas	Soustraction par 3, avant et pendant la perturbation	Diminution de l'amplitude du GC entre 350 et 500 ms (PA seulement) et du TA entre 150 et 300 ms
Zettel	2007	JA, PA	TS	Tracking + contraintes (obstacle/cible)	Pas d'influence sur le pas de rattrapage chez les JA, même en présence de contraintes; chez PA: amplitude de l'APA précédent le lever du pied réduite de 30% en DT; induisant 67% de déplacement latéral du CM en plus pendant le pas/
Kerr	1985	JA	Garder une posture difficile	Présentation d'items à mémoriser	La DT affecte la rétention de mémoire spatiale, mais pas verbale. Les processus cognitifs liés à l'espace reposent sur des mécanismes neuronaux également nécessaires dans le maintien de la posture debout (qui nécessite des processus cognitifs)
Teasdale .	1993	JA, PA	Garder la posture debout malgré de s conditions sensorielles et de support modifiées	TR audit; réponse en pressant un bouton	Une diminution dans l'information sensorielle disponible altère la capacité des JA et PA à maintenir leur équilibre. La tâche posturale requiert une allocation additionnelle de ressources attentionnelles
Hegeman	2012	Hseniors	marche	Stroop auditif	En DT : délai du BF (21 ms) et erreurs

Abréviations utilisées :

Ptb : perturbation

TS : Translation de Surface

TR : Temps de réaction

JA : jeunes adultes

PA : personnes âgées

GC : gastrocnémien

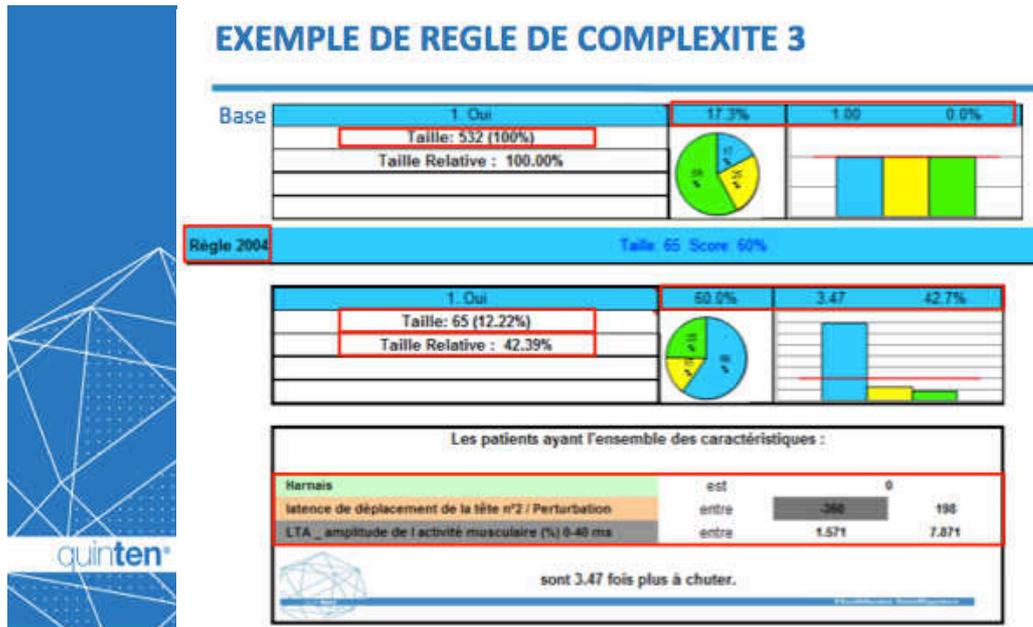
TA : tibialis antérieur

APA : ajustements posturaux anticipateurs

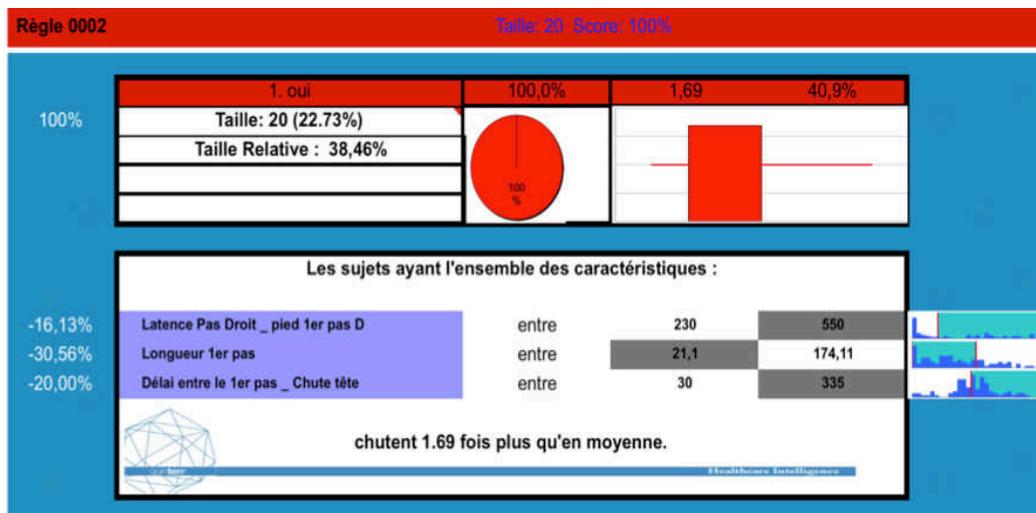
RPA : réponse posturale automatique

DT : double tâche

Annexe 19 : Exemple de règles identifiées par une analyse statistique de type « exploration combinatoire » (Quinten ® *Data Driven Strategic Advisory*)



Interprétation : Tous les résultats se lisent en comparaison avec la base totale. Toutes les règles sont numérotées afin de les identifier plus rapidement. Là où nous avons 532 essais dans la base (pour cet exemple), nous en avons 65 dans la règle soit 12.2% de la base. Ces 65 sujets n'avaient pas de harnais, un temps de latence de la tête par rapport à la perturbation inférieur à 198 ms ET une amplitude de l'activité musculaire du LTA entre 0-40ms entre 1.6% et 7.9%. Cette règle couvre 42.4% des patients qui chutent. 60% de ces patients chutent, soit 3.47 fois plus que dans la base (17.3%) ou encore un gain de 42.7% de patients qui chutent.



L'exemple d'une règle « pure » trouvée par le Q-finder* : tous les essais qu'elle contient ont conduit à une chute ; ils présentaient pour caractéristiques communes : une latence de pas droit supérieure à 230 ms ; une longueur inférieure à 174 mm et un délai entre l'initiation du premier pas et la chute de la tête supérieure à 30 ms.

*Le Q Finder® est un algorithme conçu par les équipes de Quinten. Il permet d'exploiter tout type de données de façon exhaustive et sans aucun *a priori*. Cette technologie permet d'extraire de jeux de données complexes les profils homogènes d'observations présentant une singularité au regard des phénomènes étudiés. En complément des approches traditionnelles de modélisation ou de datamining, Q-Finder® détecte ainsi les combinaisons locales à fort risque ou à forte opportunité, impliquant des variables n'ayant que peu ou pas du tout d'influence globale et dont l'influence ne se révèle que dans des conditions bien précises. Cette technologie supporte les données manquantes sans qu'il soit nécessaire de leur substituer des valeurs calculées (susceptible de biaiser les données), ni de supprimer les observations incomplètes (susceptible de les appauvrir). Il n'est pas non plus nécessaire de prédécouper ni de hiérarchiser les variables disponibles. Les seuils optimaux sont identifiés automatiquement pour chaque variable en fonction de contextes spécifiques définis par d'autres variables.

