THÈSE

Pour l'obtention du DIPLÔME DE DOCTORAT

Mécanismes du rattrapage de l'équilibre et évaluation du risque de chute chez une population âgée autonome

Présentée devant
L'UNIVERSITÉ CLAUDE BERNARD LYON 1

Par
Romain TISSERAND

Formation doctorale : Biomécanique
École doctorale MEGA

Soutenue publiquement le 27 Novembre 2015

Jury

Rapporteur	M. Stéphane ARMAND	Privat Docent (Genève)
Rapporteur	M. Eric YIOU	Maître de Conférences (Orsay)
Examinatrice	Mme. Marie-Laure MILLE	Maître de Conférences (Marseille)
Invité	M. Marc BONNEFOY	Professeur (Lyon 1)
Directrice de thèse	Mme. Laurence CHEZE	Professeur (Lyon 1)
Co-directeur de thèse	M. Thomas ROBERT	Chargé de Recherche (IFSTTAR)

Laboratoire de Biomécanique et Mécanique des Chocs,
IFSTTAR, 25 avenue François Mitterrand, case 24, 69 675 BRON Cedex

UNIVERSITE CLAUDE BERNARD - LYON 1

Président de l'Université	**M. François-Noël GILLY**
Vice-président du Conseil d'Administration	M. le Professeur Hamda BEN HADID
Vice-président du Conseil des Etudes et de la Vie Universitaire	M. le Professeur Philippe LALLE
Vice-président du Conseil Scientifique	M. le Professeur Germain GILLET
Directeur Général des Services	M. Alain HELLEU

COMPOSANTES SANTE

Faculté de Médecine Lyon Est – Claude Bernard	Directeur : M. le Professeur J. ETIENNE
Faculté de Médecine et de Maïeutique Lyon Sud	Directeur : Mme la Professeure C. BURILLON
Faculté d'Odontologie	Directeur : M. le Professeur D. BOURGEOIS
Institut des Sciences Pharmaceutiques et Biologiques	Directeur : Mme la Professeure C. VINCIGUERRA
Institut des Sciences et Techniques de la Réadaptation	Directeur : M. le Professeur Y. MATILLON
Département de formation et Centre de Recherche en Biologie Humaine	Directeur : Mme. la Professeure A-M. SCHOTT

COMPOSANTES ET DEPARTEMENTS DE SCIENCES ET TECHNOLOGIE

Faculté des Sciences et Technologies	Directeur : M. F. DE MARCHI
Département Biologie	Directeur : M. le Professeur F. FLEURY
Département Chimie Biochimie	Directeur : Mme Caroline FELIX
Département GEP	Directeur : M. Hassan HAMMOURI
Département Informatique	Directeur : M. le Professeur S. AKKOUCHE
Département Mathématiques	Directeur : M. le Professeur Georges TOMANOV
Département Mécanique	Directeur : M. le Professeur H. BEN HADID
Département Physique	Directeur : M. Jean-Claude PLENET
UFR Sciences et Techniques des Activités Physiques et Sportives	Directeur : M. Y.VANPOULLE
Observatoire des Sciences de l'Univers de Lyon	Directeur : M. B. GUIDERDONI
Polytech Lyon	Directeur : M. P. FOURNIER
Ecole Supérieure de Chimie Physique Electronique	Directeur : M. G. PIGNAULT
Institut Universitaire de Technologie de Lyon 1	Directeur : M. le Professeur C. VITON
Ecole Supérieure du Professorat et de l'Education	Directeur : M. le Professeur A. MOUGNIOTTE
Institut de Science Financière et d'Assurances	Directeur : M. N. LEBOISNE

A mes parents, Nathalie et Eric,
A mes frérots, Eliot et Lucas.

« Rien ne vaut la recherche lorsque l'on veut trouver quelque chose. Quand on cherche, on trouve généralement quelque chose, mais ce n'est pas toujours exactement ce que l'on voulait… »

John Ronald Reuel Tolkien – Ecrivain, philosophe, poète – Bilbo The Hobbit Chapitre IV

« On ne juge pas un Homme sur le nombre de fois qu'il tombe, mais sur le nombre de fois qu'il se relève »

Jigoro Kano – Fondateur du Judo kodokan

« La vie c'est comme une bicyclette, il faut avancer pour ne pas perdre l'équilibre »

Albert Einstein – Scientifique – Prix Nobel de Physique

Résumé de la thèse

La chute est un problème de santé publique qui touche principalement les personnes âgées. Nos travaux portent sur la caractérisation des stratégies biomécaniques et cognitives impliquées dans le maintien et le rattrapage de l'équilibre et qui permettent à une personne âgée d'éviter de chuter. En particulier, nous nous sommes intéressé à une population âgée, encore autonome et en bonne santé, dans le but d'identifier les personnes à risque et de permettre une intervention le plus tôt possible. Nous avons pu mettre en évidence que, dans cette population, les tests cliniques classiques ne permettent pas de bien discriminer les « chuteurs » des « non-chuteurs » et que le problème de la chute ne réside pas que dans une déficience musculaire mais aussi cognitive et/ou sensorielle qui affecte les réponses biomécaniques de rattrapage. Les tests les plus discriminants sont identifiés et un outil d'évaluation du risque de chute, permettant d'identifier rapidement les déficiences, est proposé. Enfin, nous fournissons des informations sur les mécanismes impliqués dans les pas protectifs, une stratégie d'équilibration prévalente mais peu évaluée dans les tests cliniques.

Mots-clés : chute, équilibre, personnes âgées, centre de masse, pas volontaire, pas protectif, ajustements posturaux anticipés, ajustements posturaux compensatoires.

Thesis abstract

Falling is a common and concerning health problem for the elderly population. This research work focuses on the characterization of the biomechanical and cognitive strategies involved in the balance maintain and balance recovery that help elderly to avoid a fall. Particularly, we interested in a community-dwelling elderly population, in order to identify the persons who are at risk of fall and suggest a forward preventive intervention. We show, for this population, that usual clinical tests do not well discriminate between "fallers" and "non-fallers" and that the fall problem is more concerned by cognitive and/or sensorial troubles than by muscular troubles that affect biomechanical responses. The most discriminant tests are identified and a risk of fall assessment tool is suggested to give informations about the deficient mechanisms. Finally, we provide informations about the mechanisms involved in protective steps, a prevalent balance strategy which not used in balance clinical assessments.

Keywords: fall, balance, community-dwelling elderly, center of mass, voluntary step, protective step, anticipated postural adjustments, compensatory postural adjustments.

Table des matières

Résumé de la thèse 8
Thesis abstract 8
Table des matières 9
Remerciements 11
Figures 13
Tableaux 15
Liste des abréviations 17

Partie 1 Introduction générale : la chute et l'équilibre 20

1. La chute : contexte général 21
2. La chute et l'équilibre 27
3. Organisation du travail de thèse 52

Partie 2 Un protocole de mesure, deux populations, trois groupes de sujets 56

1. Introduction 57
2. Grandes étapes du protocole 58
3. Tâches exécutées par les sujets 59
4. Deux populations évaluées 81

Partie 3 Apport méthodologique : proposition d'un « marker set » réduit pour l'analyse de l'équilibre 86

1. Informations pratiques 87
2. Introduction 87
3. Matériel et Méthodes 90
4. Résultats 98
5. Discussion-conclusion 107

Partie 4a Résultats : Analyse des tests psycho-cognitifs et d'équilibre classiques 110

1. Informations pratiques 111

2. Introduction 112
3. Présentation des résultats 113
4. Conclusion du chapitre 132

Partie 4b Résultats : Analyse des tâches de pas volontaire (CSRT) et de pas protectif 134

1. Informations pratiques 135
2. Introduction 137
3. Principaux résultats 138
4. Conclusion du chapitre 163
5. Pour aller plus loin… 165

Partie 5 Comment estimer le risque de chute d'une personne âgée autonome ? 168

1. Introduction 169
2. Informations extraites des variables d'intérêt 172
3. Discriminer le risque de chute 179
4. Etablir le profil d'une personne 192
5. Conclusion du chapitre 196

Discussion générale 198

1. Mécanismes impliqués dans les pas de rattrapage 199
2. Capacités dégradés chez les sujets, qui augmentent leur risque de chute ? ... 201
3. Des informations différentes mais complémentaires 203
4. Test(s) clinique(s) pour détecter le risque et identifier les capacités réduites 204

Conclusion générale et perspectives 206

1. Conclusion générale 207
2. Perspectives 208

Références bibliographiques 212

Annexes 231

Remerciements

Je remercie Marie-Laure Mille d'évaluer ce travail, de m'avoir encouragé dans mes travaux, me soutenant pour la recherche d'un post-doctorat et pour nos passionnantes discussions scientifiques. Je remercie aussi chaleureusement Stéphane Armand et Eric Yiou d'avoir accepté d'être les rapporteurs de ce travail.

Un grand merci au Pr Marc Bonnefoy d'évaluer également ce travail, et de l'avoir soutenu en se portant garant pour la soumission au CPP. Les échanges avec lui et son service, notamment le Dr Revel, le Dr Harchaoui et Evelyne Genest ; tous ont été d'une grande aide pour la rédaction du protocole et la compréhension des besoins de la clinique. Une aide considérable m'a aussi été apportée par le CRP de Lyon par l'intermédiaire du Dr Pierre Livet et de son équipe. Merci à eux pour leur patience, leur intérêt sans faille pour ce travail et leur compétence professionnelle.

Je remercie Philippe Vezin et Brigitte Chimenton qui ont largement contribué au bon déroulement de cette thèse. Je remercie également Raphaël Dumas, David Mitton et Florent Moissenet qui, malgré des thématiques différentes, ont su s'intéresser à mon travail, me poser des questions pertinentes et constructives. Enfin, un énorme merci au personnel technique, Vincent Ballesio en tête (pour toutes les manips effectuées en ta sympathique compagnie) mais aussi Yves Caire et Stéphane Ardizzone sans qui le montage de déséquilibre n'aurait jamais vu le jour.

Un grand merci à toi Laurence, pour ton efficacité, tes conseils, ta disponibilité, ton dynamisme, ta patience et ta compétence (largement reconnue par-delà les océans) qui sont pour moi un extraordinaire exemple à suivre. Merci aussi de m'avoir donné ma chance du M2 jusqu'au bout. Merci, très humblement et simplement.

Thomas, merci de m'avoir proposé un projet tel que celui-là, qui a su me passionner pendant 3 années. Tu as été un excellent guide dans la cette nébuleuse de connaissances que constitue la recherche sur l'équilibre. Merci aussi pour ton soutien dans les moments difficiles.

Pascal Chabaud (« grand Maître de la Force »), si ton nom ne fait pas partie des encadrants de ce travail, il mérite pour moi d'y figurer. Pour ton investissement, ton temps, ta générosité dans le travail et en dehors, ta curiosité, ta connaissance, tes extraordinaires explications, ta gentillesse, ta joie de vivre et ton amitié, M.E.R.C.I. Tu as su me guider, me remotiver, être force de proposition, de détachement et de compassion. Merci aussi de m'avoir fait découvrir ta passion : la montagne. Notre passion commune pour le sport a été un vecteur d'échanges extraordinaires ! Je salue aussi l'équipe d'enseignement et du tutorat, une passion pour la transmission qui s'est confirmée grâce vous : Sylvie, Arnaud, Yohan et Caroline. Enfin un grand merci à Annie et Cathy de l'accueil, vous êtes extra les filles ne changez pas !

J'adresse mes remerciements les plus sincères aux 63 personnes qui ont participé aux expérimentations, que j'ai rencontrées. Une expérience humaine unique.

Je remercie les « anciens » pour leurs petites astuces, leur compassion et les pauses café ! Cindy (« l'ancêtre »), Doris, Junfeng, Xavier, Mathieu, Julien, Stéphane et William. Enfin Angèle, un merci tout particulier pour tout ce que tu m'as appris. Un ÉNORME merci à mes collègues de tous les jours, Pascal bien sûr, Charles, Vincent et Alexandre ! Et puis rapidement la relève est arrivée : Agathe, Sylvie, Anicet, Rémi et Léo. Un grand merci à « mes » stagiaires Thibaud, Ludovic, Claude et Kean, c'était un plaisir de travailler avec vous. Enfin, un clin d'œil aux stagiaires de notre bureau d'en bas : Marion, Anaïs, Thomas, Franck, Basil, Alexandre, Cyril et Loïc.

Un gros gros merci à mes chers Panthera Leo. Merci de m'avoir porté avec vous, le projet de cette équipe était extraordinaire à mener et ce fut un plaisir d'être votre « coach ». Merci à Fabien (le « Prèz »), Fabien, Emon, Michou, Rémi, Madiou, Mathias, Hoang, Quentin, Cassandre, Brigitte, Héléna, Max, Laurent, Christian, Killian, Denis, Andres, Haikel et les nouveaux de la cuvée 2015 ! Une dédicace aux Falcons de Bron : Maëva, Marine, Sandrine, Alexis (the « beast »), Phil (pour son coaching exceptionnel), Steven (pour m'avoir mis les pieds dans le Flag), Malanto, Yann, Sylvain, Eric, Julien, Jérôme, Dylan, Charles-Antoine et Sébastien.

Un « big » merci au BIG FIVE, Lois, Damien, Sylvain, Robin, merci d'être toujours là les gars, j'espère que l'on se fera de nouveau un tarot et une ligue !

Une grosse pensée pour la STAPS family, merci d'avoir été et de toujours être ce que vous êtes pour moi, une vraie famille. Merci à Marie, Laura, Margaux, Guillaume, Micka, Tom, Damien et Yoann ! Salut à nos enseignants qui nous ont donné le goût de l'aventure et de la recherche : Joël Cretenet, Eric Marquetti, Vincent Dru et Thierry Gelat (le premier à me lancer dans le grand bain de la biomécanique) !

Un heureux merci à ma famille, vous êtes le socle depuis lequel tout est parti et qui soutient toujours tout. Mes parents et mes frérots bien sûr, mais aussi mes grands-parents, mes cousins, et mes oncles et tantes qui me supportent depuis si longtemps.

Marine, merci de m'avoir offert et de m'offrir encore de si précieux moments en ta compagnie. Merci de me faire rire, de me soutenir et de m'apprécier tel que je suis.

Enfin, je termine ces remerciements par mon cher binôme, Pascal Vallée. Nous avons commencé il y a maintenant 3 ans cette thèse pour laquelle nous étions, au départ, concurrents. Ceci s'est finalement transformé en un extraordinaire projet de travail commun. Nous avons souvent ri et parfois pleuré. Mais ta force morale est comme ta puissance de travail : indestructible. Grâce à toi j'ai découvert une autre façon de travailler mais j'ai surtout rencontré un ami très cher. Tu étais là pour les meilleurs moments comme les plus durs. Notre complémentarité en a jalousé plus d'un et chaque ligne de ce manuscrit est, quelque part, empreinte de ta « patte ». Merci binôme, sans toi je ne sais pas comment j'aurais fait. T'es un chef !

Figures

Figure 1 : Fréquence de chute en fonction de l'âge....21
Figure 2 : Chutes mortelles répertoriées aux USA en 2001....22
Figure 3 : Facteurs de risque de la chute....23
Figure 4 : Axes et plans anatomiques de référence....29
Figure 5 : La distribution segmentaire des masses d'un système détermine la position du CM.....30
Figure 6 : Exemples de surfaces correspondant à la base de support (BS)....31
Figure 7 : Représentation des informations relatives au calcul du CP à l'aide d'une plateforme de force....32
Figure 8 : Personne en état d'équilibre statique lors d'une posture initiale debout....34
Figure 9 : Modèle du rattrapage de l'équilibre et de la chute....37
Figure 10 : Représentation des états rattrapables du corps selon la vitesse antérieure du CM et la position du pied....38
Figure 11 : Déplacement caractéristique du CP (vue de dessus) précédant l'initiation et durant l'exécution d'un pas volontaire vers l'avant avec le pied droit....40
Figure 12 : Représentation des deux classes de stratégies de rattrapage de l'équilibre....43
Figure 13 : Les différents systèmes impliqués dans l'équilibre et la posture....48
Figure 14 : Illustrations de quelques-uns des tests évaluant des sous-systèmes de l'équilibre lors du Brief BESTest....63
Figure 15 : Situation de marche à vitesse spontanée sur le tapis roulant et tâche de maintien de la posture non-perturbée....64
Figure 16 : Plateformes de forces....65
Figure 17 : Centrales inertielles....67
Figure 18 : Paradigme expérimental du CSRT....69
Figure 19 : Matériel de mesure optoélectronique....70
Figure 20 : Profils de perturbation théorique....73
Figure 21 : Vue de profil du montage de perturbation....75
Figure 22 : Vue de dessus du montage de perturbation....75
Figure 23 : Sujets installés dans le montage de perturbation....76
Figure 24 : Perte liée au montage sur une perturbation courte....77
Figure 25 : Perte liée au montage sur une perturbation longue....78
Figure 26 : Test de la répétabilité du moteur....78
Figure 27 : Seuils de déclenchement d'un pas protectif....79
Figure 28 : Bilan des essais enregistrés et trackés pour les 63 sujets ayant participé aux expérimentations....85
Figure 29 : Marker set complet....91
Figure 30 : Marker set réduit....95
Figure 31 : Exemple d'estimation de la trajectoire du CM selon l'axe vertical....98

Figure 32 : Corrélations linéaires entre le CM calculé à l'aide du set de référence (REF) et le CM calculé à l'aide du set simplifié (SIMP). 99
Figure 33 : Corrélations linéaires entre le CM calculé à l'aide du set de référence (REF) et du marqueur sacrum (SAC) 100
Figure 34 : Ecarts entre les trajectoires du CM (C1) 101
Figure 35 : Ecarts entre les trajectoires du CM (C2) 102
Figure 36 : Ecarts entre les trajectoires du CM (C3) 103
Figure 37 : Corrélations établies à l'aide des différents modèles réduits pour estimer le XCOM 104
Figure 38 : Ecarts de position absolue du XCOM (C2) 105
Figure 39 : Ecarts de position absolue du XCOM (C3) 106
Figure 40 : Scores d'activité physique (PASE) 114
Figure 41 : Scores de peur de chuter (ABC Scale) 115
Figure 42 : Scores de la fonction exécutive (BREF) 118
Figure 43 : Durées au test TMT B 118
Figure 44 : Nombre de bons déplacements (TMT B) 119
Figure 45 : Déplacement du CP pendant un essai en condition « Yeux Fermés » 125
Figure 46 : Vitesses de déplacement du CP (posturographie) 126
Figure 47 : Aires de déplacement du CP (posturographie) 127
Figure 48 : Courbe représentant la divergence pour le calcul du MLE 129
Figure 49 : Forces verticales lors d'un pas VOL 144
Figure 50 : Trajectoire du déplacement du CP (pas VOL) 145
Figure 51 : Durées des phases du pas VOL 146
Figure 52 : Forces verticales lors d'un pas PRO 150
Figure 53 : Durées des phases du pas PRO 152
Figure 54 : Les 3 patterns du CP observés lors des pas PRO 152
Figure 55 : Description des phases temporelles des mécanismes des pas PRO avec ou sans utilisation d'APA selon l'axe médiolatéral 156
Figure 56 : Le syndrome post-chute 169
Figure 57 : Exemple de représentation du profil d'un sujet à l'aide du carré (S 03) 193
Figure 58 : Profil carré obtenu pour le sujet n° 34 194

Tableaux

Tableau 1 : Liste (non-exhaustive) des différentes études démontrant que des réductions de systèmes physiologiques liées à l'avancée normale de l'âge affectent la qualité de l'équilibre des personnes âgées. 22
Tableau 2 : Distinction des groupes de chuteurs et non-chuteurs selon les études 26
Tableau 3 : Synthèse d'évaluation des sous-systèmes de l'équilibre par les différents tests d'équilibre et évaluations de la posture employés le plus couramment en clinique 50
Tableau 4 : Revue de la littérature attribuant – ou non – une valeur discriminante (entre chuteurs et non-chuteurs) et/ou prédictive du risque de chute au(x) test(s) clinique(s) employé(s) lors des études recensées. 51
Tableau 5 : Valeurs moyennes (écarts types) caractérisant le groupe de personnes « jeunes » 81
Tableau 6 : Tableau récapitulatif des personnes ayant participé à l'étude, de quelque manière que ce soit 83
Tableau 7 : Valeurs moyennes (écarts types) caractérisant le groupe de personnes « âgées », séparé en un sous-groupe de « non-chuteurs » et un sous-groupe de « chuteurs » 83
Tableau 8 : Récapitulatif des tâches effectuées par chacun des deux groupes évalués dans cette étude 84
Tableau 9 : Données anthropométriques moyennes (écarts type) des sujets 90
Tableau 10 : Positionnement des différents marqueurs sur les sujets lors de l'expérimentation biomécanique 91
Tableau 11 : Marker set utilisé pour construire le modèle « simplifié » 94
Tableau 12 : Tableau de données des écarts moyens ($\Delta 3D$) mesurés dans la condition C3 pour les deux groupes de sujets 106
Tableau 13 : Effectifs des groupes d'âge pour l'analyse du test TMT B 117
Tableau 14 : Résultats de l'ANOVA relative à la durée du test TMT B 119
Tableau 15 : Valeurs médianes mesurées pour les variables du TMT 120
Tableau 16 : Scores moyens (écarts types) obtenus lors du test Brief BESTest pour la population âgée 123
Tableau 17 : Résultats de l'ANOVA utilisée pour la vitesse de déplacement du CP 126
Tableau 18 : Résultats de l'ANOVA portant sur la surface couverte par le CP 127
Tableau 19 : Valeurs moyennes (écarts types) obtenues pour les mesures cinématiques réalisées au cours de la tâche de marche sur tapis roulant 130
Tableau 20 : Récapitulatif du nombre d'essais en pas protectif effectués par l'ensemble des sujets selon chaque groupe expérimental 138
Tableau 21 : Récapitulatif du nombre d'essais en pas volontaire effectués par l'ensemble des sujets 139

Tableau 22 : Résultats pour les variables Longueur du pas et Avancée du CM à FL lors des tâches de pas PRO et pas VOL.....141
Tableau 23 : Résultats de l'analyse statistique portant sur les variables « Longueur de pas » et « Avancée du CM à FL » 141
Tableau 24 : Résultats relatifs au déplacement du pied lors de la phase de swing et au déplacement du CP durant les APA 146
Tableau 25 : Pourcentages moyens d'utilisation des APA lors des essais PRO et VOL, ainsi que des 3 mécanismes identifiés lors des pas PRO.....154
Tableau 26 : Analyse des variables du comportement des sujets lors des pas protectifs en fonction de la perturbation employée (PC ou PL) 159
Tableau 27 : Résumés des études qui comparent à la fois les pas volontairement initiés (VOL) et les pas protectifs (PRO) induits par une perturbation externe. 166
Tableau 28 : Informations relatives aux sujets issues des différents tests proposés..174
Tableau 29 : Coefficients de corrélation entre les différentes mesures effectuées et le passé de chute.....176
Tableau 30 : Résultats de l'évaluation des différentes variables explicatives du risque selon les analyses univariée et ROC.....181
Tableau 31 : Résultats de l'évaluation des différents modèles construits selon les analyses multivariées et ROC.....185
Tableau 32 : Caractéristiques des sujets qui seront évalués individuellement à l'aide des différents modèles 186
Tableau 33 : Probabilités (comprises entre 0 et 1) pour chaque sujet d'appartenir au groupe des « Chuteurs » obtenues à l'aide des différents modèles multivariés 186

Liste des abréviations

Abréviation	**Description**
AA	Direction de perturbation Antéro-Antérieure lors du pas protectif
ABC Scale	« Activities Balance Confidence Scale », échelle de mesure de la confiance en son équilibre associée à la peur de chuter
AD	Direction de perturbation Antérieure-Droite lors du pas protectif
AG	Direction de perturbation Antérieure-Gauche lors du pas protectif
AP	Axe antéropostérieur
APA	Ajustements Posturaux Anticipés
APC	Ajustements Posturaux Compensatoires
AVC	Accident Vasculaire Cérébral
BESTest	« Balance Evaluation System Test », test impliquant plusieurs tâches d'équilibre pour évaluer les « sous-systèmes » de l'équilibre
BREF	« Batterie Rapide d'Efficience Frontale », test impliquant plusieurs tâches verbales ou motrices de base pour évaluer la fonction exécutive
BS	Base de Support
C	Groupe de sujets chuteurs
CM	Centre de Masse
CP	Centre des Pressions
CPP	Comité de Protection des Personnes
CRP	Centre Régional de Prévention (de Lyon)
CSRT	« Choice Stepping Reaction Time », test d'initiation d'un pas volontaire en temps de réaction lors d'une tâche de choix
FL	« Foot Landing », instant auquel le pied se pose après un pas
FO	« Foot Off », instant auquel le pied se lève lors d'un pas
FRT	« Functional Reach Test », test d'équilibre nécessitant de se pencher en avant les bras tendus
HCL	Hospices Civils de Lyon
J	Groupe de sujets jeunes

MI	Membre Inférieur
ML	Axe médio-latéral
MLE	« Maximal Lyapunov Exponent », exposant utilisé pour calculer la stabilité de la marche
MMSE	« Mini Mental State Examination », test cognitif visant à évaluer la présence de démence chez une personne
MS	Marge de Stabilité
NC	Groupe de sujets non-chuteurs
OMS	Organisation Mondiale de la Santé
PASE	« Physical Activity Scale for the Elderly », échelle de mesure de l'activité physique chez les personnes âgées
PPA	« Physiological Profile Assessment », batterie de tests sensorimoteurs pour évaluer le risque de chute
PRO	Pas « protectif ». Correspond au pas de rattrapage
PS	Phase de Swing. Durée pendant laquelle le pied est en l'air lors d'un pas
ROC	« Receiver Operating Characteristics », courbe d'évaluation des modèles de régression logistique
SNC	Système Nerveux Central
T0	Instant d'apparition du stimulus lors des tâches d'équilibre
TMT	« Trail Making Test », test cognitif évaluant la flexibilité cérébrale
TPP	Temps de Préparation du Pas
TR	Temps de Réaction
TUG	« Timmed Up and Go », test de lever de chaise couplé à une marche aller-retour sur 3 mètres et un demi-tour
V	Axe vertical
VOL	Pas volontaire. Exécuté dans le cadre du test CSRT
XCOM	« eXtrapolated Center Of Mass », point virtuel basé sur la position et la vitesse du CM

Partie 1
Introduction générale : la chute et l'équilibre

1. La chute : contexte général

1.1. La chute : un problème de santé publique

La chute représente un problème de santé publique pour la population âgée de 65 ans ou plus. En effet, parmi cette population, une personne sur trois chute au moins une fois chaque année (Lord et al., 2006; World Health Organisation, 2008). Ce nombre croît rapidement avec l'augmentation de l'âge (voir Figure 1). En parallèle, le nombre de personnes ayant plus de 60 ans grandit très rapidement, plus que n'importe quelle autre tranche d'âge, et particulièrement dans les pays industrialisés (INSEE, 2010).

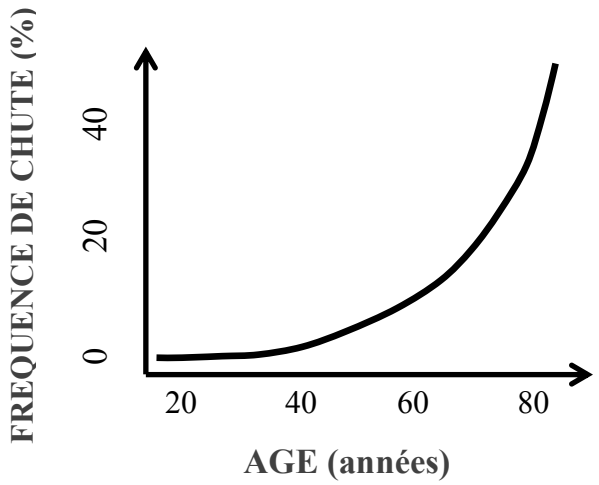


Figure 1 : Fréquence moyenne de chute en fonction de l'âge, représentation issue de (Horak 2006)

La chute concerne toute la population âgée, et même les personnes en bonne santé. Pour ces dernières, elle est généralement le premier évènement d'une spirale négative d'évènements bien plus graves par la suite. En effet, les chutes ne sont pas seulement responsables de problèmes physiques (douleurs, fractures pouvant mener jusqu'au décès – voir Figure 2), mais aussi de préoccupations psychologiques (peur de chuter ou de rechuter, dépression) et sociologiques (solitude, perte d'indépendance, coûts des soins). Le coût estimé pour les soins liés aux chutes s'élevait à 90 milliards de dollars américains en 2005 (Stevens et al., 2006) et est annoncé comme devant atteindre plus de 240 milliards en 2040 (World Health Organisation, 2008). Aussi, il est nécessaire de comprendre au mieux ce phénomène pour tenter à la fois de mieux protéger les populations concernées et de réduire les coûts de santé associés.

1.2. L'avancée de l'âge augmente le risque de chute

Le vieillissement est un processus de modification lente et progressive des systèmes physiologiques (sensoriel, cognitif et moteur), distinct des pathologies, qui entraîne la baisse des capacités et du fonctionnement de ces systèmes. De nombreuses études ont recensé les déclins liés à l'âge et montré qu'ils étaient responsables de plus grandes difficultés à contrôler et à rattraper son équilibre (voir Tableau 1 ci-dessous).

Système physiologique touché	Etudes recensant ces modifications
Réduction de la *force musculaire* et de l'amplitude d'*activation*	Anderson et al., 2007; Barrett and Lichtwark, 2008; Butler et al., 2008; Graham et al., 2015; Johnson et al., 2004; Lin and Woollacott, 2005; Madigan and Lloyd, 2005; Senden et al., 2014
Réduction des capacités des *récepteurs sensoriels* internes et externes	Allum et al., 1998, 2002; Butler et al., 2008; Cheng et al., 2012; Horak et al., 2009; St George and Fitzpatrick, 2011
Réduction de *l'amplitude cinématique* des réponses posturales	Bieryla and Buffinton, 2015; Hsiao-Wecksler and Robinovitch, 2007; Lee et al., 2014; Singer et al., 2015
Réduction des *limites de stabilité* ou d'équilibre	Bosse et al., 2012; Duncan et al., 1990; King et al., 1994; Mille et al., 2003
Réduction de l'efficacité du *contrôle de la posture* et du *rattrapage* de l'équilibre	Hall et al., 1999; Jonsson et al., 2007; Lin et al., 2008; McIlroy and Maki, 1996; Mille et al., 2005; Prieto et al., 1996; Rogers et al., 2003; van Wegen et al., 2002; Wojcik et al., 2001
Augmentation du *temps de réaction* et de la durée des *processus cognitifs* lors de tâches volontaires	Brauer et al., 2002; Donker et al., 2007; Lajoie and Gallagher, 2004; Lord and Fitzpatrick, 2001; Lord et al., 1991; Van den Bogert et al., 2002
Réduction de la *fonction exécutive* et de l'*attention* disponible	Dubois et al., 2000; Mirelman et al., 2012; Segev-Jacubovski et al., 2011; Woollacott and Shumway-Cook, 2002

Tableau 1 : Liste (non-exhaustive) des différentes études démontrant que des réductions de systèmes physiologiques liées à l'avancée normale de l'âge affectent la qualité de l'équilibre des personnes âgées.

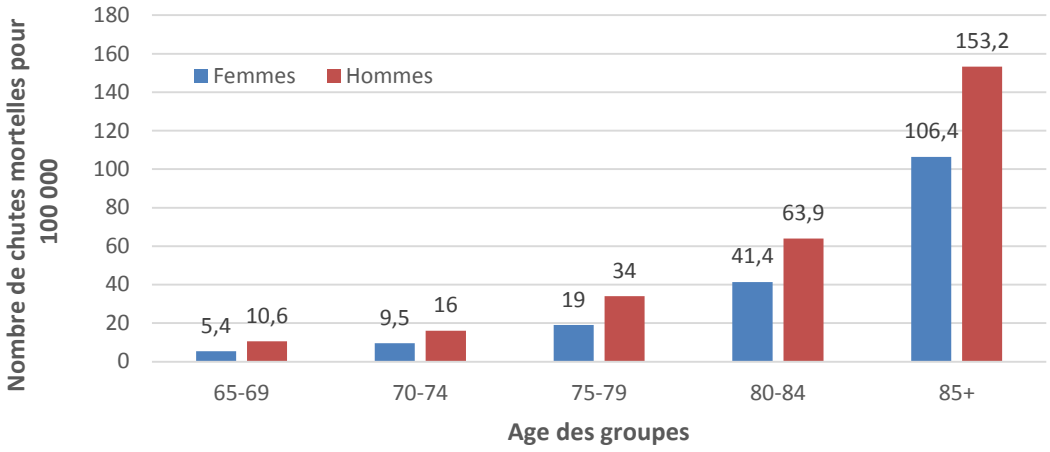


Figure 2 : Chutes mortelles répertoriées aux USA en 2001 (World Health Organization, 2008)

Le risque de chute est rapporté comme étant plus important chez les personnes âgées que chez les jeunes (Grabiner et al., 2008; Tinetti et al., 1988). Les raisons de cette augmentation sont multiples. Tout d'abord, les limitations liées à l'avancée de l'âge font que les personnes âgées ont plus tendance à chuter que les jeunes. De plus, ces capacités réduites rendent les personnes âgées plus fragiles (Fried et al., 2001) et limitent leur capacité d'adaptation au déséquilibre. Elles sont alors plus vulnérables lorsqu'elles chutent, avec des conséquences bien plus graves que pour les personnes plus jeunes (Van Dieën and Pijnappels, 2008), voir Figure 2. Enfin, le risque de chute peut augmenter en fonction de la situation environnementale (e.g. traverser une rue, marcher dans un bus). Pour résumer, le risque de chute correspond en fait à l'augmentation de la probabilité de chuter. Cette probabilité s'explique à la fois par ce que risque la personne (e.g. conséquences physiques) lors d'une chute, la qualité de l'environnement dans lequel elle se trouve et ses capacités (sensorielles, cognitives et motrices). Ainsi, l'âge peut aisément être reconnu comme le premier facteur qui augmente le risque de chute. Toutefois, deux personnes âgées ayant le même âge ne réagiront pas de la même manière à une situation de déséquilibre. Comment identifier que l'une est plus à risque que l'autre ?

1.3. Facteurs de risque et causes de la chute

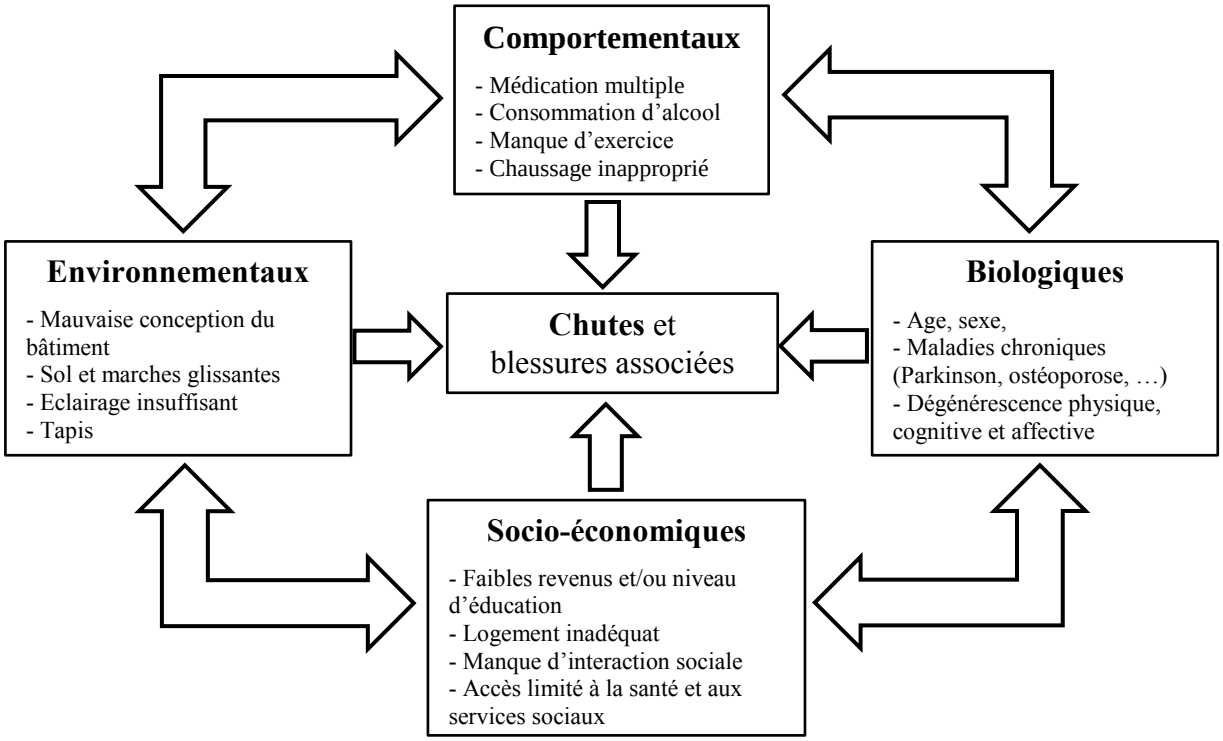


Figure 3 : Facteurs de risque de la chute (World Health Organisation, 2008)

L'origine de la chute est rapportée comme étant multifactorielle (Fried et al., 2001; Horak, 2006; Maki and McIlroy, 2006). Si l'âge compte dans la capacité d'une personne à réagir correctement pour se protéger d'une chute, il serait réducteur de limiter une évaluation du risque sur lui seul. Les facteurs de risque sont très nombreux (il en existerait plus de 400 selon Masud and Morris, 2001), et varient d'une personne à l'autre. Pour simplifier, nous avons choisi le classement en quatre catégories de l'Organisation Mondiale de la Santé (OMS) : environnementaux, socio-économiques, biologiques et comportementaux (World Health Organisation, 2008), voir Figure 3. Chacun des facteurs rapportés ci-dessus peut contribuer à l'augmentation du risque de chute, soit seul, soit par un effet cumulatif (Horak, 2006). Ainsi, plus une personne rencontre des facteurs de risque, plus son degré d'exposition au risque augmente. Le degré d'exposition au risque correspond à la situation dans laquelle se trouve la personne en intégrant son environnement et le(s) comportement(s) qu'elle a prévu d'adopter. Par exemple, une personne skiant très rapidement sur une piste verglacée s'expose plus au risque de chute qu'une personne assise dans un fauteuil lisant un livre. Il y a des facteurs contre lesquels nous pouvons lutter (e.g. conception des bâtiments, manque d'exercice) et d'autres non (e.g. avancée de l'âge). Pour agir sur les premiers facteurs et ainsi réduire le risque, des stratégies de prévention peuvent être mises en œuvre (voir § 1.4.).
Si la présence d'un ou plusieurs facteurs augmente le risque de chute, il faut toutefois les distinguer de ce qui peut causer la chute. Nous pouvons distinguer deux causes principales de la chute :

- *Une perturbation externe* : un élément de l'environnement que la personne n'a pas été en mesure d'anticiper vient perturber l'équilibre du système, plaçant la personne en déséquilibre. Une perturbation entraîne généralement une réaction de rattrapage d'équilibre. E.g. une personne se prend le pied dans une marche qu'elle n'avait pas vue.
- *Une déficience interne* : un phénomène physiologique, intrinsèque à la personne, qui conditionne les moyens de se rattraper. Certaines déficiences entraînent des situations impossibles à rattraper (e.g. un malaise vagal). D'autres déficiences vont, quant à elles, modifier la qualité des réponses de rattrapage, qui permettent aux individus de se prémunir de la chute. Ce sont ces déficiences qui, si elles sont identifiées de manière précoce, permettront de mieux orienter la prévention des personnes âgées.

Nous avons constaté que l'identification du risque se base sur un nombre important de facteurs qui participent à l'augmentation de la probabilité de chuter. Cependant, il est souvent complexe de mesurer correctement tous les facteurs. De plus, il n'est pas toujours évident de déterminer quels sont les facteurs qui influencent réellement le risque de chute d'une personne de ceux qui ne l'influencent pas ou encore de ceux qui interagissent entre eux. Une piste intéressante pour quantifier le risque de chute serait de s'intéresser aux causes de la chute et plus particulièrement aux déficiences chez les

individus âgés (Maki and McIlroy, 2006). Ces déficiences sont génératrices de perturbations internes et de réponses de rattrapage d'équilibre moins efficaces.

1.4. Stratégies de prévention

La prévention a pour but d'agir sur les différents facteurs de risque, pour les réduire. Récemment, les études recommandent aux cliniciens d'intervenir sur les quatre catégories de facteurs de risque (Maki and McIlroy, 2006). Les programmes de prévention se basent très souvent sur des tests d'équilibre (appelés « fonctionnels ») et des évaluations de différents systèmes physiologiques et/ou psychologiques, afin de cibler des déficiences (Berg et al., 1997; Tinetti et al., 1988). Ces informations permettraient ensuite d'orienter la prévention et d'adapter la prise en charge des personnes concernées. En fonction des résultats, les programmes proposent alors l'utilisation de supports comme les aides à la mobilité (béquilles, canne, chaussures adaptées, etc), l'amélioration de l'environnement de vie (e.g. installation de rampes, enlever les tapis) et des changements de comportement (augmenter l'activité physique, bien préparer ses déplacements, etc). Un grand nombre proposent un entraînement musculaire spécifique, pour renforcer les systèmes déficients ou réduire les dégénérescences musculaires (revue publiée par Granacher et al., 2012). D'autres études proposent même un entraînement spécifique dans des situations de déséquilibre, imposant à la personne de s'adapter à la perturbation en se rattrapant (Mansfield et al., 2010; Parijat and Lockhart, 2012; Pijnappels et al., 2008). Cette voie semble prometteuse mais est encore récente et nécessite d'être approfondie.
Concernant l'évaluation des méthodes de prévention, certaines montrent de meilleurs résultats que d'autres. Par exemple, les approches multifactorielles présentent de bons résultats (Goodwin et al., 2014). Mais il existe une multitude d'approches et il est difficile de dire quel type d'approche est le meilleur. S'il apparaît assez facile d'évaluer l'environnement et les habitudes des personnes, l'identification de leurs déficiences se révèle plus complexe. En effet, les approches proposées ne sont souvent pas individualisées. Or, il faudrait individualiser les stratégies de prévention en clinique pour identifier précisément les déficiences qui amènent des facteurs de risque (HAS, 2005). Dans ce contexte, la prévention reste un enjeu majeur pour améliorer la qualité de vie des personnes à risque.

1.5. Sujets « chuteurs » et « non-chuteurs »

Dans les études menées sur la chute, le rattrapage de l'équilibre ou le risque de chute, la population qui participe aux expérimentations est classiquement distinguée en deux

groupes : les « chuteurs » (qui ont déjà au moins chuté une fois) et les « non-chuteurs » (qui n'ont jamais chuté, ou moins que les chuteurs). Ces derniers servent généralement de groupe contrôle pour tenter de distinguer les différences qui pourraient être responsables d'un risque plus élevé. Un chuteur est une personne identifiée comme étant à un risque de chute important, mais il est peu aisé de savoir exactement ce que représente ce risque. Proposer une définition précise de ce que qu'est un chuteur est donc la première étape pour identifier correctement les personnes participantes. Ceci peut notamment avoir une influence sur l'interprétation des résultats et doit faire l'objet d'une attention particulière (Masud and Morris, 2001). Selon les études, la définition d'un « chuteur » et donc la classification des deux groupes évoluent, essentiellement selon la durée qui sépare la chute de la personne de sa participation à l'étude, ce qui donne deux types de classifications soit rétrospectivement (i.e. on demande à la personne son passé de chute) soit prospectivement (i.e. on fait un suivi pour déterminer si la personne chute ou rechute après l'expérience) (voir Tableau 2).

	Est définie comme « chuteuse » une personne qui a chuté au moins…	
Rétrospectif	1 fois dans sa vie	Lajoie and Gallagher, 2004
	1 fois dans les 12 mois précédents	Delbaere et al., 2004; Heitmann et al., 1989; Kobayashi et al., 2014; Maki et al., 1994; Pai et al., 1998; Rogers et al., 2001; Sturnieks et al., 2013
	2 fois dans les 12 mois précédents	Almeida et al., 2011; Chandler et al., 1990; Laughton et al., 2003; Lord et al., 1991; Roos et al., 2008; Swanenburg et al., 2010
	2 fois dans les 6 mois précédents	Melzer et al., 2007, 2004; Shumway-Cook et al., 1997; Swanenburg et al., 2010
Prospectif	1 fois dans les 12 mois suivants	Carty et al., 2014; Mille et al., 2013; Pijnappels et al., 2010

Tableau 2 : Distinction des groupes de chuteurs et non-chuteurs selon les études

Les choix qui sont effectués le plus fréquemment dans la littérature sont d'identifier une personne comme « chuteuse » si elle a fait au moins une ou deux chutes dans l'année qui s'est écoulée avant son passage dans l'étude. Dans ces études, la chute est identifiée par une définition clairement établie par les auteurs. La définition la plus souvent retenue est celle de Tinetti et al (1988) (voir § suivant), qui implique que la situation dans laquelle les personnes ont subi leur chute soit discutée avec chaque personne, pour se renseigner notamment sur les circonstances. Ceci permet de déterminer si les chutes subies par les personnes correspondent bien au phénomène observé, défini en amont, et d'éliminer celles qui ne correspondent pas. Dans tous les cas, la définition de ce qu'est une chute devient primordiale, pour identifier correctement une personne « chuteuse ».

2. La chute et l'équilibre

2.1. Définir la chute

Mécaniquement, une chute correspond à une accélération descendante et souvent transversale du Centre de Gravité (CG), ou Centre de Masse (CM), du système qui ne peut pas être stoppée. L'aspect descendant est directement lié à la contrainte gravitationnelle qui agit sur tout corps évoluant à la surface de la Terre, l'attirant vers son centre. L'aspect transversal est souvent présent car lorsque l'individu se déplace, le mouvement de son CM se fait principalement dans le plan transversal. Cependant, lorsqu'on rapporte ce phénomène à l'Homme, il n'est pas aisé de correctement décrire ce qu'il implique. De nombreuses définitions ont été proposées (revue écrite par Hauer et al. 2006), mais cette multitude conduit les personnes âgées, les professionnels de santé en gériatrie et les chercheurs à donner un sens différent au mot « chute » (Zecevic et al., 2006). Notamment, les sujets âgés et leurs médecins accordent plus d'importance aux antécédents et aux conséquences de cette chute, alors que les chercheurs se focalisent plutôt sur la survenue de l'évènement en lui-même. Parler de la chute dans une étude de recherche nécessite donc d'utiliser une définition appropriée. Sinon, les participants, qu'ils soient sujets ou expérimentateurs, risquent d'interpréter différemment sa signification, ce qui réduit la validité des résultats de l'étude. La définition la plus généralement admise est celle fournie par l'OMS qui stipule que la chute est « un *évènement*, à l'issue duquel une personne se retrouve *involontairement au sol*, ou sur toute autre surface située à un niveau inférieur à celui auquel elle se trouvait précédemment » (World Health Organisation, 2008).

Cependant, le contexte qui caractérise cette chute est très important (Horak, 2006). Une personne à risque de chute est en réalité une personne qui peut chuter lorsque l'un des facteurs de risque identifiés par l'OMS (voir § 1.3) affecte une activité de la vie de tous les jours. En effet, une personne qui tombe à la patinoire est-elle pour autant une personne « chuteuse » ? Pour étudier une population spécifique, e.g. les personnes âgées autonomes, il convient de préciser les circonstances associées à l'évènement. Une proposition intéressante est celle de Tinetti et al. (1988) où « la chute est un évènement qui implique qu'une personne se retrouve par inadvertance au sol ou tout autre niveau inférieur, sans considérer si une blessure a été contractée, et qui n'est pas la conséquence d'un coup violent, d'une perte de conscience, d'un soudain début de paralysie ou d'une crise d'épilepsie ». Ce qu'il faut en retenir est qu'une chute telle que l'on peut l'analyser chez une population âgée autonome n'est pas une chute inévitable, survenue dans un contexte où même une personne jeune et

en pleine possession de ses moyens aurait été incapable de se rattraper. D'autres définitions précisent le phénomène, comme celle de Hauer et al. (2006) reprise par la Haute Autorité de Santé française (HAS, 2009) qui rajoute qu'une « chute entraîne un *impact* avec le niveau inférieur » ou celle de l'étude de Segev-Jacubovski et al. (2011) qui implique « une défaillance dans les *actions de rattrapage* ».

La définition de la chute que nous proposons alors pour la suite de ce travail est la suivante : « **un évènement à l'issue duquel une personne se retrouve *involontairement* à un *niveau inférieur* au niveau initial**. Cet évènement, qui a provoqué un ***impact***, est **consécutif à** :

- **Un *déséquilibre*** qui n'est ni la conséquence d'une situation impossible à rattraper (incluant les situations de déficiences internes comme les malaises) ni d'une situation trop propice à la chute (piste de ski, patinoire, etc),
- **Un *échec* dans les actions de *rattrapage*** de l'équilibre, qui dépendent des **caractéristiques** de la **perturbation** ».

2.2. L'équilibre chez l'Homme : une tâche complexe

2.2.1. Notions relatives à l'équilibre utilisées chez l'Homme

Repères anatomiques de référence

Afin d'analyser un mouvement chez un être vivant, certaines conventions et terminologies sont usuellement employées. Les termes donnés dans la Figure 4 permettent de qualifier la position ou l'orientation des membres d'un être humain et seront utilisés dans ce manuscrit.

Les trois plans anatomiques de référence sont orthogonaux et passent par le CG du corps. Ils sont définis comme suit :

- Le *plan sagittal* divise le corps en deux parties, droite et gauche,
- Le *plan frontal* divise le corps en deux parties, antérieure et postérieure,
- Le *plan transversal* (ou horizontal) divise le corps en deux parties, supérieure et inférieure.

Les intersections de ces plans permettent de définir les trois axes de référence :

- L'axe *antéro-postérieur* (AP) qui est l'axe horizontal formé par l'intersection des plans sagittal et transversal, orienté d'avant en arrière. Il est normal au plan frontal.

- L'axe *médio-latéral* (ML) est l'axe horizontal formé par l'intersection des plans frontal et transversal, orienté de gauche à droite. Il est normal au plan sagittal.
- L'axe *vertical* (ou longitudinal) (V) est l'axe vertical formé par l'intersection des plans frontal et sagittal, orienté de bas en haut. Il est normal au plan transversal.

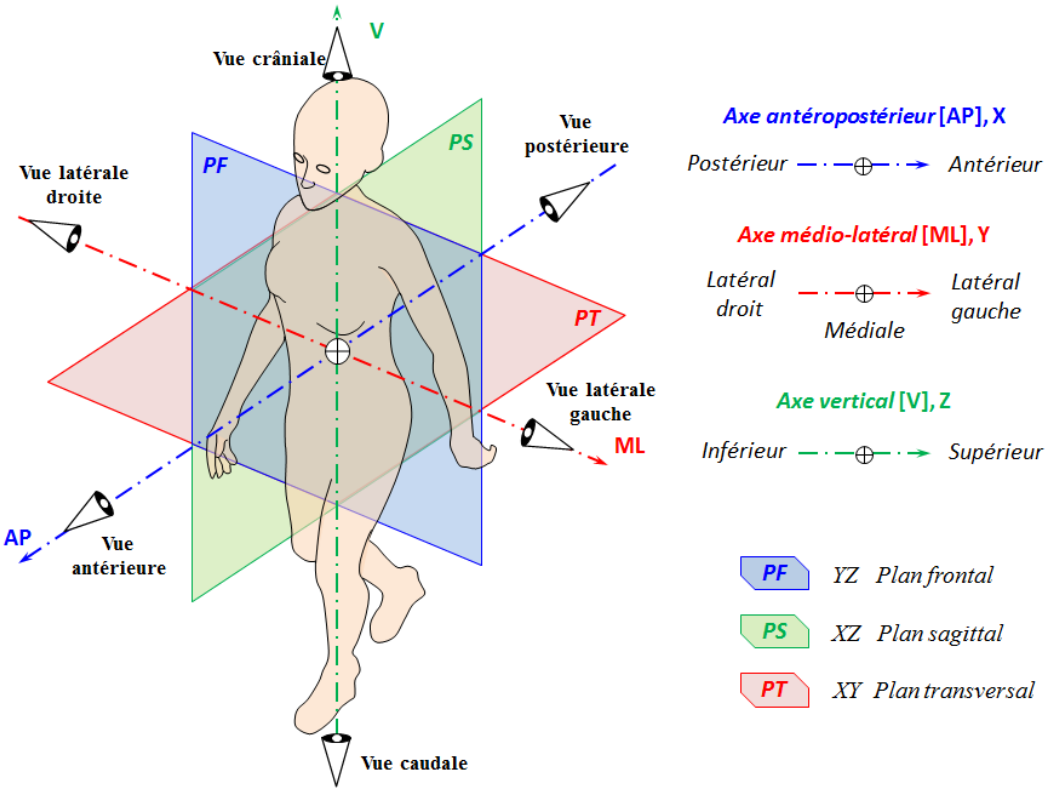


Figure 4 : Axes et plans anatomiques de référence (illustration inspirée de Stelletta, 2015)

Le Centre de Masse ou Centre de Gravité (« Center of Mass »)

Le centre de gravité (CG) est un point virtuel où s'applique la résultante des forces de gravité appliquées à chaque partie du corps, i.e. le poids. Le centre de masse (CM) ou centre d'inertie est, quant à lui, le barycentre des centres de masse des différents segments qui composent le système étudié, i.e. le corps. En biomécanique humaine, ces deux points sont confondus car la dimension du corps est suffisamment petite pour considérer le champ de gravité constant. Pour l'ensemble de ce travail, seul le terme de centre de masse (CM) sera utilisé. La position et le mouvement du CM dépendent des masses et des longueurs de chaque segment, ainsi que de leur(s) position(s) et mouvement(s) respectifs dans l'espace (voir Equation 1 et Figure 5). Du fait de la diversité des individus et des postures, le CM peut se retrouver à divers endroits du corps, et même en dehors. Ce point est très largement utilisé pour étudier

le mouvement global d'un corps et plus particulièrement l'équilibre. On le calcule à l'aide de l'équation suivante :

$$\overrightarrow{CM_{Global}} = \frac{\sum_1^n m_i.\vec{r_i}}{m_{totale}} \quad (1)$$

Où n correspond au nombre de segments, m_i à la masse du segment i et $\vec{r}$ à la position du CM du segment i, en considérant la même origine.

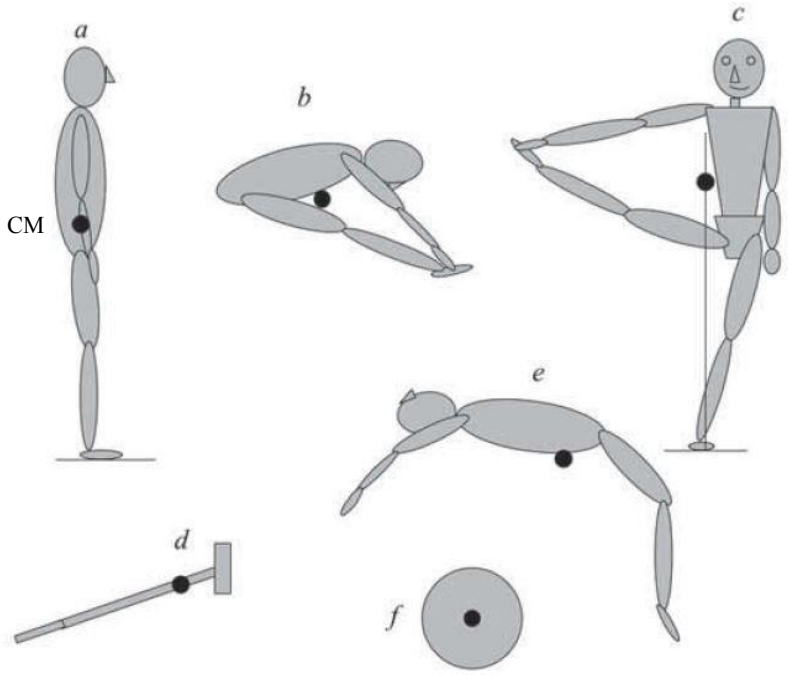


Figure 5 : La distribution segmentaire des masses d'un système détermine la position du CM de l'ensemble de ce système. Illustration tirée du livre de Chapman (2008).

La configuration des appuis ou Base de Support (« Base of Support »)

La configuration des appuis d'un individu ou d'un objet représente la répartition des différents points de contact entre le système étudié et l'environnement externe. Dans le cadre de ce travail, nous ne considèrerons que le cas d'un sujet debout, lorsqu'un seul ou les deux pieds sont posés sur un sol plan, sans aucun autre appui externe. Dans ce cas où les appuis sont coplanaires, la plus petite surface convexe comprenant l'ensemble des points de contact des pieds avec le sol est alors communément appelée le « polygone de sustentation » ou « base de support » (BS). Concrètement, cela correspond à la surface située au sol, sous et entre les deux pieds (voir Figure 6). La définition et le rôle de la BS sont plus complexes lorsque des appuis non coplanaires sont mis en jeu, e.g. utilisation des pieds et des mains pour prendre plusieurs appuis. Ce point ne sera volontairement pas discuté dans ce travail.

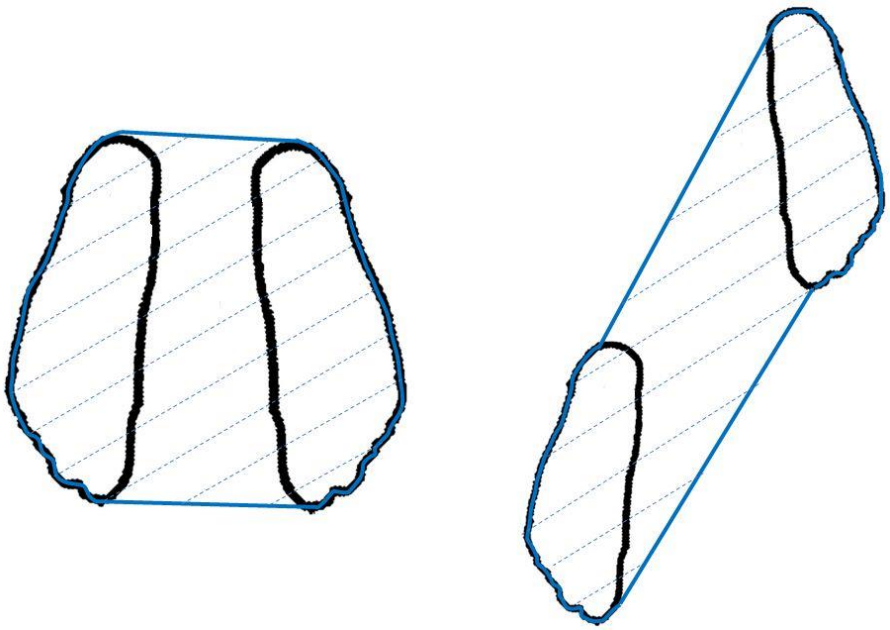


Figure 6 : Exemples de surfaces correspondant à la base de support (BS). A gauche, pour une position debout les pieds côte à côte et à droite lors de l'avancée d'un pied vers l'avant lors d'un pas.

Le Centre des Pressions (« Center of Pressure »)

Le centre des pressions (CP) est un point virtuel qui correspond au barycentre de l'ensemble des composantes verticales des forces de contact sous toutes les surfaces d'appui. Il est aussi le point d'application de la résultante des forces exercées entre un système et l'environnement ou un autre système avec lequel il est en contact, ce qui permet de le mesurer à l'aide d'un capteur de force (e.g. plateforme). Dans le cas strict où les appuis sont unilatéraux, le CP se déplace rapidement et uniquement dans la BS, d'où il ne peut sortir. Lorsque l'individu est en position initiale debout, le déplacement du CP représente alors les oscillations du corps qui permettent de déduire l'accélération du CM (Horak and Macpherson, 1996; Prieto et al., 1996; Winter, 1995). Ces oscillations sont principalement consécutives à des contractions des muscles fléchisseurs (*tibialis anterior*) et extenseurs (*gastrocnemius* et *soleus*) de la cheville en équilibre « statique ». Sachant que, dans la situation de la station debout, le CP est toujours situé dans le plan horizontal ($\vec{X}$, $\vec{Y}$) formé par les pieds, on l'obtient à partir de l'équation suivante :

$$\overrightarrow{CP_{global}} = CP_X \,.\, \vec{X} + CP_Y \,.\, \vec{Y} \qquad (2)$$

Pour obtenir les deux coordonnées (antéropostérieure selon l'axe $\vec{X}$ et médiolatérale selon l'axe $\vec{Y}$) du CP, nous posons tout d'abord l'hypothèse que les moments s'exerçant autour du CP selon les axes $\vec{X}$ et $\vec{Y}$ sont nuls :

$$\overrightarrow{M_X(CP)} = \overrightarrow{M_Y(CP)} = \vec{0} \qquad (3)$$

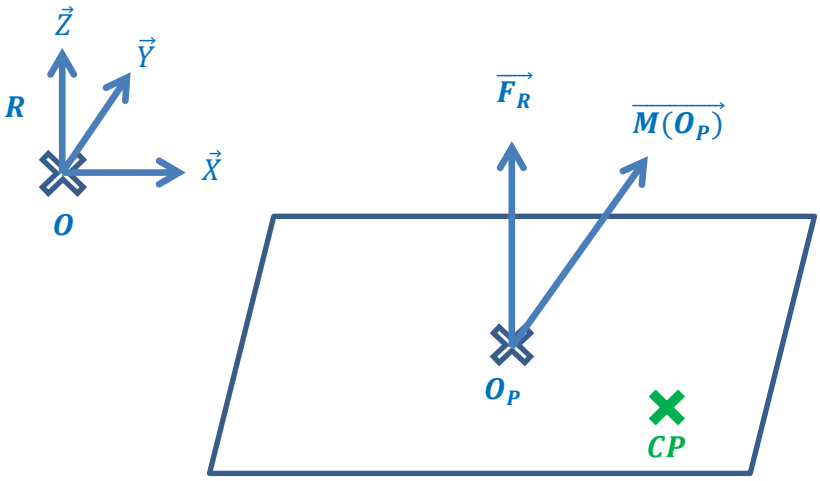


Figure 7 : Représentation des informations relatives au calcul du CP à l'aide d'une plateforme de force

R représente le repère global du laboratoire et O son origine. O_P représente l'origine de la plateforme, $\overrightarrow{F_R}$ le vecteur force de réaction de la plateforme et $\overrightarrow{M(0_P)}$ le moment de réaction par rapport à l'origine de la plateforme. A l'aide d'une seule plateforme, dans le repère plateforme, nous calculons le moment autour du CP à l'aide de la relation de transport :

$$\overrightarrow{M\,(CP)} = \overrightarrow{M\,(O_P)} + \overrightarrow{CP, O_P} \wedge \vec{F} \tag{4}$$

Dans le cas où plusieurs capteurs de forces sont utilisés en même temps pour recueillir toutes les informations relatives aux efforts de contact, il est préférable d'utiliser une seule et même origine (celle du repère global) pour l'ensemble des capteurs. Ainsi, toujours à l'aide de la relation de transport, mais cette fois dans le repère global, nous obtenons :

$$\overrightarrow{M\,(CP)} = \overrightarrow{M_R\,(O)} + \overrightarrow{CP, O} \wedge \overrightarrow{F_R} \tag{5}$$

Pour n capteurs de force, les moments résultants en O et la force résultante se calculent par :

$$\overrightarrow{M_R\,(O)} = \left[\overrightarrow{M_1(O_1)} + \overrightarrow{O\,O_1} \wedge \overrightarrow{F_1}\right] + [\,\ldots\,] + \left[\overrightarrow{M_n(O_n)} + \overrightarrow{O\,O_n} \wedge \overrightarrow{F_n}\right] \tag{6}$$

$$\overrightarrow{F_R} = \sum_{i=1}^{n} \overrightarrow{F_i} \tag{7}$$

A l'aide des équations (3), (6) et (7), et de l'hypothèse que le CP se situe dans le plan coïncidant avec le sol, i.e. n'a pas de composante verticale ($\vec{Z}$), nous pouvons développer l'équation (5) de la manière suivante :

$$\begin{pmatrix} 0 \\ 0 \\ M_Z(CP) \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} M_{R_X}(O) \\ M_{R_Y}(O) \\ M_{R_Z}(O) \end{pmatrix} + \begin{pmatrix} CP_X, O \\ CP_Y, O \\ 0 \end{pmatrix} \wedge \begin{pmatrix} F_{R_X} \\ F_{R_Y} \\ F_{R_Z} \end{pmatrix} \quad (8)$$

En résolvant l'équation (8), nous obtenons dans le repère global, selon les axes $\vec{X}$ et $\vec{Y}$, les équations suivantes :

$$CP_X = \frac{M_{R_Y}(O)}{F_{R_Z}} \quad (9)$$

$$CP_Y = -\frac{\mathrm{M}_{R_X}(O)}{F_{R_Z}} \quad (10)$$

Ces deux coordonnées calculées à chaque instant nous permettent alors, via l'équation (2), d'obtenir la trajectoire horizontale du CP au cours du temps. Sa particularité est qu'il est contraint par la BS, dont il ne peut sortir.

2.2.2. L'équilibre chez l'Homme

L'homme se distingue par une position naturelle érigée, caractéristique de son espèce et principalement liée à la faculté de locomotion bipédique. Néanmoins, cette posture induit à la fois des avantages et des inconvénients biomécaniques que le Système Nerveux Central (SNC) intègre dans le contrôle de la bonne exécution des mouvements et pour maintenir l'équilibre.

Conditions d'équilibre statique

En mécanique, un corps en équilibre statique implique qu'il ne soit pas en mouvement, ou en mouvement ayant des caractéristiques très spécifiques : une translation rectiligne uniforme impliquant une accélération nulle. Ainsi, deux conditions d'équilibre sont nécessaires pour qu'un corps (ou un système) soit reconnu comme étant en équilibre statique :

- La *somme des forces externes qui s'appliquent sur le système est nulle* lorsqu'aucune accélération en translation n'est observable, i.e. les forces se compensent. Ceci est représenté par l'équation :

$$\sum \overrightarrow{F_{ext}} = \vec{0} \quad (11)$$

- La seconde est que *la somme des moments exercés par ces mêmes forces* (i.e. le moment net) sur ce corps *est nulle*, et ce en tous points. Ce qui est représenté par l'équation :

$$\sum \overrightarrow{M_{ext}}(\mathrm{P}) = \vec{0} \; \forall \; \mathrm{P} \qquad (12)$$

Chez l'être humain, il est pratiquement impossible d'observer un pur état d'équilibre statique, au sens mécanique du terme, notamment lorsqu'il se tient en position debout. Cependant, le terme est régulièrement et communément employé pour désigner la position debout sans mouvement volontaire (qui néglige les petites oscillations). C'est en fait une extension de la définition mécanique. En réalité, un équilibre qualifié de « statique » chez un être humain revient à une situation où il maintient une posture avec la vitesse de son CM qui tend vers 0. C'est-à-dire que cette vitesse est suffisamment lente pour que le système nerveux qui contrôle l'équilibre maintienne aisément sa position au-dessus de la BS, sans avoir besoin de développer d'importants moments articulaires ni d'avoir recours à une stratégie modifiant cette BS. Le système compose avec deux contraintes biomécaniques : la hauteur du CM et la taille de la BS. Dans le cas d'une position initiale debout, et pour respecter les deux conditions d'équilibre statique, le CM doit donc être projeté verticalement dans la BS pour que la résultante des efforts de contact (ayant pour point d'application le CP, qui lui-même est contraint dans la BS) puisse s'opposer au poids de la personne. On admet alors classiquement que si la position moyenne du CM projeté au sol est confondue avec la position moyenne du CP dans la BS, alors le sujet est en équilibre statique (voir Figure 8).

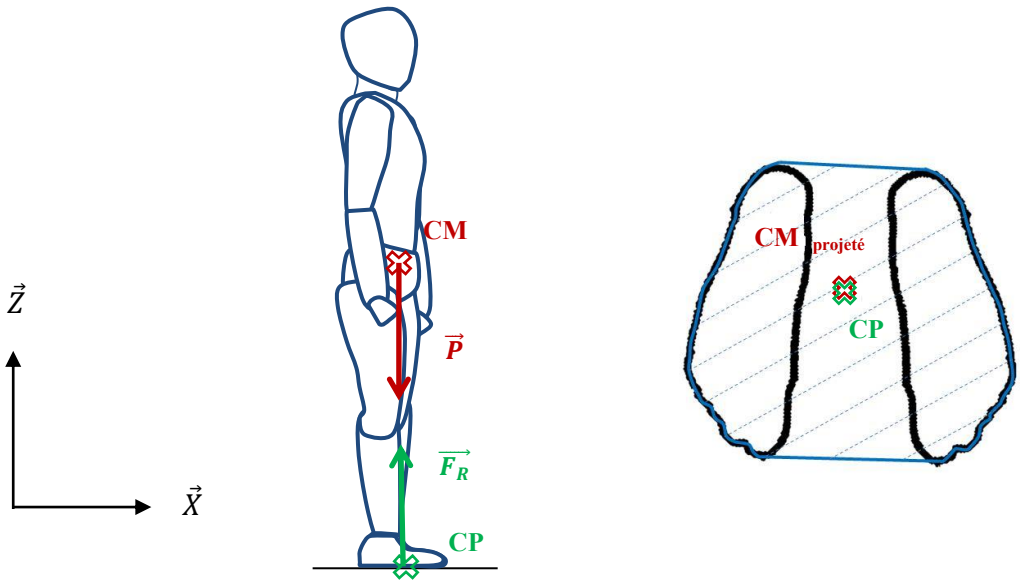


Figure 8 : Personne en état d'équilibre statique lors d'une posture initiale debout. Le CM se trouve à la verticale du CP. Ainsi les forces $\vec{P}$ et $\overrightarrow{F_R}$ suivent la même direction (verticale), ont la même norme mais sont de sens opposé : elles se compensent. Lorsque l'on projette le CM dans la BS, il est confondu avec le CP.

Conditions d'équilibre dynamique

Mécaniquement, un corps en équilibre dynamique implique qu'il soit en mouvement, c'est-à-dire que le système se trouve imprimé d'une accélération non-nulle. Ceci correspond aux situations dans lesquelles le système vérifie le Principe Fondamental de la Dynamique, qui implique que la *somme des forces* qui s'appliquent sur le système est *égale au produit de sa masse par l'accélération de son CM* :

$$\sum \overrightarrow{F_{ext}} - m.\vec{a} = \vec{0} \qquad \Leftrightarrow \qquad \sum \overrightarrow{F_{ext}} = m.\vec{a} \tag{13}$$

Où $\vec{a}$ correspond à l'accélération du CM et m à la masse du système considéré.
En rotation, la *somme des moments extérieurs* qui s'appliquent sur le système est égale au *produit de son moment d'inertie et de l'accélération angulaire*. L'équation correspondante est la suivante :

$$\sum \overrightarrow{M_{ext}} - I.\ddot{\vec{\omega}} = \vec{0} \qquad \Leftrightarrow \qquad \sum \overrightarrow{M_{ext}} = I.\ddot{\vec{\omega}} \tag{14}$$

Où I correspond au moment d'inertie et $\ddot{\vec{\omega}}$ à l'accélération angulaire (dans un plan).

Il se trouve que la définition mécanique décrit en fait tous les types de mouvement. Ceci complique la définition de l'équilibre dynamique pour un système tel que l'être humain. Le terme « dynamique » est couramment employé dans le vocabulaire pour désigner une situation où l'individu exécute un mouvement, démontrant ainsi une certaine opposition aux situations « statiques ». En réalité, si l'équilibre – statique ou dynamique – peut être maintenu par un être vivant pendant un mouvement, c'est surtout grâce à l'action continue de ses muscles, contrôlés par le SNC. Ces actions ont pour but de réussir à accomplir le mouvement désiré par l'individu lui-même, i.e. qu'un contrôle soit conservé sur les actions qui sont entreprises et exécutées. Mécaniquement, nous pourrions quantifier le fait que le mouvement désiré a bien été réalisé avec la mesure du CM, en vérifiant qu'il suit bien une trajectoire prévue.

Situations d'équilibre et de déséquilibre

Être en déséquilibre signifie ne plus être dans un état d'équilibre. Cependant, la définition d'un état d'équilibre est complexe et ne fait pas consensus. Aussi, uniquement dans le cadre de ce travail, nous définirons un état d'équilibre comme un état où le système contrôle totalement le déplacement de son CM, pendant toute la durée du mouvement désiré. Ainsi, un état de déséquilibre est un état qui ne respecte pas les conditions d'équilibre, c'est-à-dire que le système se retrouve dans un état non-désiré et/ou qu'il cherche à revenir vers un état d'équilibre.
Biomécaniquement, la perte d'équilibre, provoquée soit par une perturbation externe soit par la défaillance d'un système de contrôle ou d'exécution interne soit par la

combinaison des deux, place le corps dans un état de déséquilibre. Grâce à leur système de contrôle (le SNC), les êtes vivants – et certains robots – peuvent maintenir un état d'équilibre qui réduit fortement leur probabilité de chuter. Dans la littérature, deux processus bien particuliers ont été identifiés pour analyser les effets de l'âge sur les mesures d'équilibre (Granacher et al., 2012). Ces processus, qui se distinguent par leurs mécanismes de contrôle, sont appelés « équilibre stationnaire » et « équilibre réactif ». Pour alimenter la discussion, nous introduirons aussi la notion d'état « rattrapable ».

Equilibre stationnaire

Il s'agit d'un processus de maintien général de la posture, qui implique des comportements stéréotypés, répétables, prédictibles, et qui ne demande ni une attention importante pour le contrôler ni une dépense énergétique considérable (Granacher et al., 2012). Il est employé lorsque le système est soumis à de très faibles perturbations. Il se compose de deux états d'équilibre qui ont fait l'objet de très nombreuses études dans la littérature et qui révèlent des diminutions des réponses posturales liées à l'âge :

- *L'équilibre postural* (souvent qualifié d'équilibre « statique ») : une situation où l'on maintient une posture, i.e. une organisation segmentaire similaire au cours du temps. La seule perturbation externe à laquelle le système est soumis est la force de gravité. La tâche la plus représentative de l'évaluation de cet état est la tâche de posturographie.
- *L'équilibre en mouvement* (souvent qualifié d'équilibre « dynamique ») qui correspond au maintien de l'équilibre lors de la réalisation d'un mouvement simple et répétitif. L'exemple le plus représentatif est la marche non-perturbée.

Equilibre réactif

Il s'agit des situations qui impliquent un processus de récupération de l'équilibre. Ce processus intervient *en réaction* – c'est-à-dire après – une perturbation imprévisible (Granacher et al., 2012). Il survient la plupart du temps suite à la perturbation d'un des deux états stationnaires cités précédemment et permet de retourner vers un nouvel état d'équilibre. Cet équilibre correspond, pour nous, à un rattrapage qui suit une perturbation de l'équilibre de l'individu. Cette perturbation doit être suffisamment importante pour provoquer un changement du comportement qui était prévu à l'origine par l'individu (e.g. relever la jambe plus haut que la normale alors que l'on marchait). Son objectif est alors de mettre en action l'ensemble des systèmes à sa disposition (i.e. sa capacité d'adaptation) pour revenir vers un nouvel état stationnaire, plus « contrôlable » et moins coûteux en énergie. Ainsi, nous définirons les actions de rattrapage comme les causes, d'origine interne, qui engendrent des actions mécaniques sur le système et qui tendent à s'opposer aux perturbations afin de ramener le système dans un état d'équilibre (i.e. déplacer le CP dans la BS,

augmenter la taille de la BS). Les actions réalisées dans cette situation « réactive » implique la prise de décision d'agir ou non (Rogers et al., 2003) et devraient être de plus longue durée que des réactions purement réflexes car elles impliquent une adaptation permanente. Elles font aussi probablement appel à un contrôle de plus bas niveau, i.e. sous-cortical, pour permettre une réaction la plus rapide possible (Burleigh and Horak, 1996; Lee et al., 2014). Cette situation représente probablement le dernier rempart avant la chute et conditionne la réussite ou l'échec à se prémunir d'une chute. Dans ce contexte, nous avons établi un modèle du rattrapage de l'équilibre et de la chute (voir Figure 9).

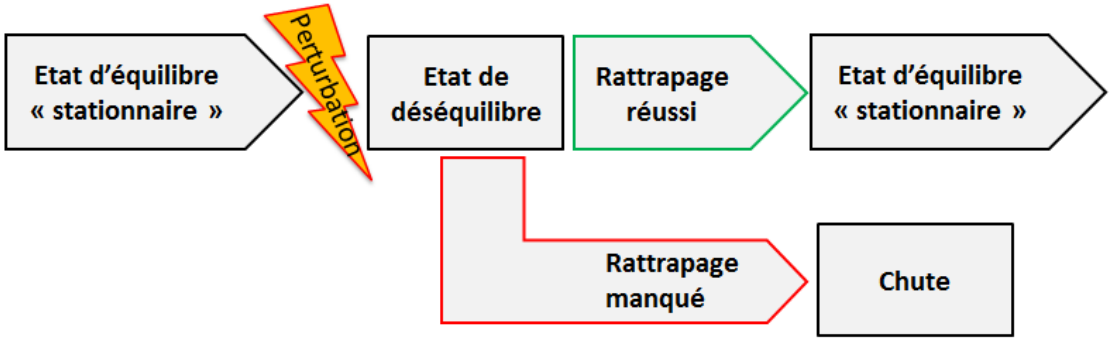


Figure 9 : Modèle du rattrapage de l'équilibre et de la chute selon les différents états d'équilibre, tel que nous le proposons dans ce travail. Une personne se trouve d'abord en état d'équilibre stationnaire. Elle est ensuite perturbée (éclair) pour se retrouver dans un état de déséquilibre. Si elle parvient à correctement se rattraper (chemin vert) elle pourra continuer à maintenir son équilibre. En revanche si elle échoue (chemin rouge) elle finira par chuter.

Etat « rattrapable »

Un état rattrapable est un état du système pour lequel il est possible de revenir à un état d'équilibre (Pai and Patton, 1997). Ces états sont comparables aux états viables définis par Wieber (2008) ainsi qu'aux états capturables définis par Koolen et al. (2012). Pour savoir si un état est rattrapable, il faut définir le contexte (i.e. les objectifs). Ainsi, lorsque l'état d'équilibre visé par le système est un équilibre statique, il est possible de calculer l'ensemble des états rattrapables à l'aide de la connaissance des contraintes environnementales (forces de contact, localisation d'objets, etc), des caractéristiques de l'individu, qu'elles soient anatomiques (taille, posture, longueur du pied, etc) et/ou physiologiques (force musculaire, temps de réaction, etc) et des mécanismes de rattrapage disponibles (stratégies). Par exemple, en connaissant la longueur de la jambe et la position et longueur du pied, Pai et Patton (1997) sont parvenus à modéliser l'ensemble des états pour lesquels il est possible d'atteindre un équilibre statique, i.e. le CM placé au-dessus de la BS avec une vitesse négligeable, en utilisant uniquement une stratégie de cheville (voir ci-dessous Figure 10). Ces travaux ont ensuite été étendus à des situations incluant d'autres stratégies de

rattrapage comme celle de faire des pas (Koolen et al., 2012; Vallée et al., 2015). Ainsi, un état qui ne correspond pas à un état d'équilibre, statique ou dynamique, n'est pas forcément un état « dangereux » pour l'individu dans la mesure où il peut être rattrapé.

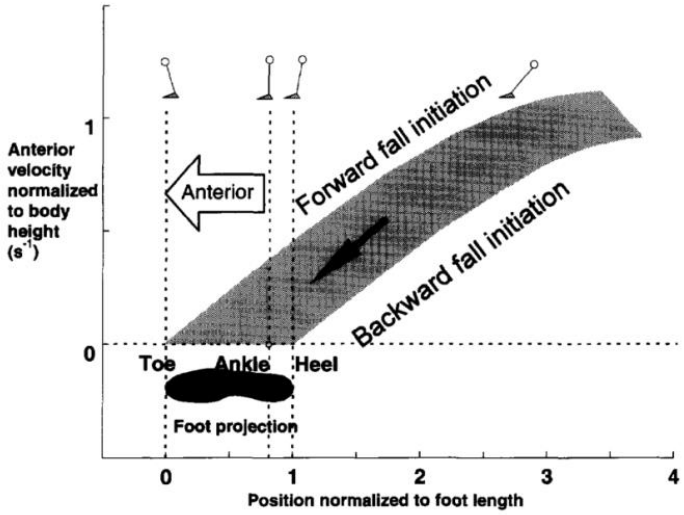


Figure 10 : Représentation des états rattrapables (zone grisée) du corps selon la vitesse antérieure du CM et la position du pied à l'aide d'une stratégie de cheville dans le plan sagittal (Pai and Patton, 1997).

Conclusion

Le corps (i.e. le système) est soumis en continu à un ensemble de perturbations (gravité, mouvements des systèmes végétatifs internes, interactions avec l'environnement). Ce système, contrôlé par le SNC, est donc en situation de rattrapage permanent (à l'exception, peut-être, lors de la position allongée) quel que soit son état d'équilibre. Nous distinguons alors l'équilibre selon deux processus (stationnaire et réactif) qui permettent de rester ou de revenir dans un état d'équilibre, et qui se distinguent selon le type de perturbation appliquée sur le système et la complexité de contrôle des actions de rattrapage mises en jeu. De plus, la situation réactive, qui implique les actions de rattrapage, apparait être une situation déterminante dans l'établissement du risque de chute. En effet, c'est elle qui permet de passer d'une situation où le risque est élevé (déséquilibre) à une situation où le risque est faible (équilibre stationnaire). Ainsi, pour une étude approfondie de l'équilibre s'intéressant au risque de chute, il convient de considérer à la fois les actions (appelées stratégies) de rattrapage de l'équilibre et leur contrôle par le SNC.

2.2.3. Contrôle de l'équilibre et de la posture par le SNC

L'être humain peut être représenté par un système mécaniquement instable. De ce fait, il doit constamment maintenir, i.e. rattraper, son équilibre au cours du temps pour

ne pas chuter. Ainsi, le contrôle de l'équilibre se révèle être une tâche évolutive au cours du temps et continuellement contrôlée par le SNC. Le rôle du SNC est d'abord d'identifier l'état dans lequel se trouve le système, via les capteurs sensoriels, et ensuite d'élaborer et de programmer les commandes des actions motrices. Il doit donc coordonner la tâche que représente l'équilibre en fonction : des capacités sensori-motrices, des stratégies de mouvements disponibles, du temps nécessaire à l'intégration et au traitement de l'information et des limites biomécaniques (e.g. taille de la BS, capacité de production de force à l'aide des moments articulaires).
Le maintien de la posture implique que le SNC accomplisse deux fonctions posturales principales : l'orientation et l'équilibration (Horak and Macpherson, 1996). L'orientation est le positionnement relatif des segments les uns par rapport aux autres et par rapport à l'environnement (gravité, surface de support, obstacles, etc). L'équilibration correspond aux différents moyens que le sujet se donne pour que toutes les forces agissant sur son corps soient équilibrées, de telle sorte qu'il tende à rester dans une position et une orientation désirées (équilibre « statique ») ou à se déplacer selon un mouvement désiré et contrôlé (équilibre « dynamique »). Mais lorsque ce fragile équilibre est perturbé, le sujet doit utiliser des mécanismes pour retrouver cet état d'équilibre, le plus rapidement possible. Il existe deux sources de déstabilisation du corps : les forces externes (gravité, contacts avec l'environnement extérieur) et les forces internes (générées par le propre mouvement du corps, actions des systèmes végétatifs). Suivant le type de source et surtout la prévision de la survenue d'une perturbation de l'équilibre, le système utilise alors deux mécanismes principaux pour maintenir l'équilibre lors de la station debout : les Ajustements Posturaux Anticipés (APA) et les Ajustements Posturaux Compensatoires (APC). Ces mécanismes, qui impliquent des déplacements à la fois du CM et du CP, dépendent du contexte et sont exécutés dans le but de réduire les effets déstabilisants de la perturbation. Mécaniquement, ils correspondent à l'utilisation et la coordination des forces internes (provenant des activations musculaires) et externes indirectes pour agir sur l'équilibre du système.

Les Ajustements Posturaux Anticipés (APA)

Paradoxalement, la réalisation d'un mouvement volontaire produit généralement des forces de réaction qui affectent l'ensemble des segments – reliés – du corps et peut conduire à une perte d'équilibre (Horak and Macpherson, 1996; Massion, 1992). Les APA constituent alors un mécanisme postural qui participe au maintien de l'équilibre et qui permet de pallier ces pertes d'équilibre en créant des conditions mécaniques favorables au mouvement (Aruin and Latash, 1995; Massion, 1992; McIlroy and Maki, 1996). Il est utilisé lorsque le mouvement est désiré et donc que la perturbation du système est prévisible et/ou connue de l'individu. En effet, l'avantage majeur d'un mouvement volontaire réside dans le fait qu'il est décidé et initié par le sujet après une intégration complète de l'environnement. Ainsi, le SNC est en mesure d'*anticiper*

les effets mécaniques des actions et donc les caractéristiques de l'état de déséquilibre à venir (i.e. la modification de la taille de la BS, mise en mouvement du CM). En activant et/ou inhibant de manière précoce certains muscles, le SNC ajuste l'amplitude et la durée des forces internes en fonction de la prédiction. Ces APA apparaissent généralement *avant* le début de la perturbation, qui est toujours le mouvement focal d'un membre (Bouisset and Do, 2008). Du fait de la prédictibilité de la perturbation, ils sont référencés comme étant pré-planifiés et pré-programmés à l'aide d'un mode de contrôle en *feedforward* (Aruin and Latash, 1995; Breniere et al., 1987; Crenna and Frigo, 1991; Massion, 1992). Cependant, leur organisation fonctionnelle dans ce mode ne fait pas consensus. Un premier point de vue propose un fonctionnement avec deux contrôleurs séparés, un pour la commande posturale et un second pour la commande focale (Massion, 1992). Un second point de vue suggère un contrôleur unique, où les APA font partie intégrante de la commande motrice (Aruin and Latash, 1995; Burleigh et al., 1994). Ce second point de vue est intéressant, dans la mesure où des études montrent que les APA peuvent aussi être modifiés par les contraintes de la tâche, et re-programmés après l'intégration des premiers *feedbacks* (Burleigh and Horak, 1996). Ainsi, les APA peuvent être augmentés, réduits, inhibés ou échelonnés selon les conséquences estimées de l'action à venir (Aruin and Latash, 1995; Jacobs and Horak, 2007; McIlroy and Maki, 1999; Santos et al., 2010a). A l'aide de ces activations musculaires précoces, les mouvements du CP et du CM peuvent être considérablement réduits (Santos et al., 2010b). Ainsi, le SNC utilise les APA de deux manières : 1) pour conserver l'équilibre de l'individu et 2) pour créer les conditions mécaniques « suffisantes » qui permettent d'accomplir le mouvement focal.

Exemple du rôle des APA : lors de l'initiation d'un pas

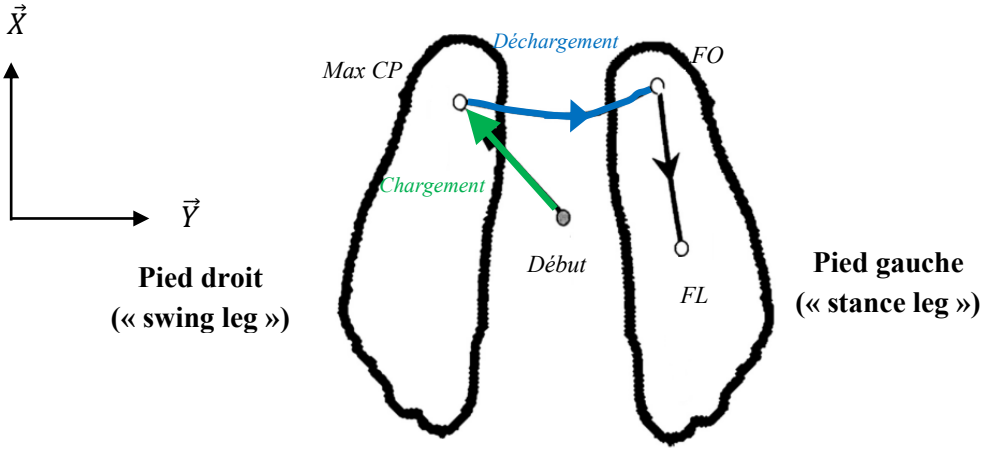


Figure 11 : Déplacement caractéristique du CP (vue de dessus) précédant l'initiation et durant l'exécution d'un pas volontaire vers l'avant avec le pied droit (illustration adaptée de Sun et al. 2015). Le CP effectue d'abord un recul et un déplacement latéral vers le pied à lever (chargement, en vert). Ensuite le CP se déplace latéralement (déchargement de la jambe de swing, en bleu) vers la jambe de stance jusqu'au lever du pied droit (FO = « Foot Off »). Il se déplace ensuite vers l'avant sous le pied de stance jusqu'à la pose du pied de swing (FL = « Foot Landing »).

L'activité locomotrice est l'un des principaux moyens utilisés par de nombreux êtres vivants pour assurer le déplacement de l'ensemble du corps vers un point précis de l'espace. Ce mouvement est une illustration particulière de la nécessité d'une coordination entre le maintien de la posture et le mouvement (Massion, 1992). Un exemple significatif de cette coordination est illustré par des APA caractéristiques qui apparaissent pendant la transition d'une posture debout, maintenue « stationnaire », à un pas vers l'avant, le plus souvent pour initier la marche. Cette situation est voulue, connue et donc contrôlée par l'individu, ce qui correspond à un état d'équilibre. Le processus implique l'accomplissement par le système nerveux de deux tâches biomécaniques posturales : 1) déplacer le CM en direction de la jambe d'appui pour rester en équilibre lorsque l'autre pied sera en l'air et 2) propulser le CM dans la direction souhaitée, avant même que le pied qui effectue le pas ne soit levé. Cette phase posturale initiale est importante, car elle détermine les caractéristiques du pas lui-même : sa longueur et sa durée (McIlroy and Maki, 1996) ou sa position latérale (Lyon and Day, 1997).
Ces APA sont généralement observés à l'aide des déplacements initiaux du CP (voir Figure 11), qui permettent d'illustrer la production des forces et des moments nécessaires à la propulsion du corps dans une direction et à la régulation des balancements médiolatéraux du corps, avant et pendant l'initiation du mouvement volontaire (Crenna and Frigo, 1991) :

- *Selon l'axe AP* : pour propulser le CM vers l'avant, un APA se caractérise par un déséquilibre imposé par un déplacement du CP vers l'arrière, qui créée un moment de force autour de l'axe ML (Breniere et al., 1987),
- *Selon l'axe ML* : pour venir placer le CM au-dessus de la jambe d'appui qui va rester au sol (« *stance leg* »), le CP va se déplacer d'abord vers la jambe qui va se lever (chargement de la jambe de « *swing* »), créant ainsi un moment autour de l'axe AP qui sert à déplacer le CM vers la jambe de « stance ». Le CP est ensuite déplacé latéralement pour venir freiner ce déplacement et ainsi permettre au pied de la jambe de « swing » de se lever (déchargement de cette jambe), voir Figure 11.

Des modèles présentant une relation CP – CM sont classiquement utilisés pour décrire les phénomènes biomécaniques lors de l'initiation d'un pas (Breniere et al., 1987; Halliday et al., 1998). Les APA dans l'initiation d'un pas se caractérisent par une synergie musculaire *soleus-tibialis Anterior* pour l'axe AP (Crenna and Frigo, 1991) et une régulation au niveau des hanches pour l'axe ML (Winter et al., 1996) qui seront responsables du déclenchement du déplacement du CP déstabilisant le CM. Cette activité musculaire coordonnée provoque les conditions mécaniques nécessaires au déséquilibre du sujet pour déplacer son CM dans une direction choisie par l'individu.

Les Ajustements Posturaux Compensatoires (APC)

Les APC correspondent aux premières *réactions* motrices de l'individu pour minimiser les effets de la perturbation, qui interviennent lorsque cette perturbation n'est pas connue à l'avance (Kanekar and Aruin, 2014; Maki and McIlroy, 1997; Park et al., 2004). Ce contrôle « réactif » est mis en place à partir d'une comparaison effectuée par le SNC entre les entrées sensorielles ascendantes et une représentation interne de l'état actuel du système. Ainsi, le corps réagit forcément *après* le début de la perturbation, avec des actions de correction de l'état actuel perçu. Les caractéristiques des APC dépendent donc de la prédictibilité, mais aussi de la direction et de l'amplitude de la perturbation, des dimensions de la BS ainsi que des consignes données à l'individu (Burleigh and Horak, 1996; Horak and Nashner, 1986; McIlroy and Maki, 1993a; Santos et al., 2010a). Si la perturbation est imprévisible, le système mettra plus de temps à réagir et se trouvera donc plus longtemps dans un état de déséquilibre que lorsque la perturbation est prévisible. Or, plus le temps pour rattraper son équilibre est réduit, plus le SNC doit pondérer (ou re-pondérer) rapidement les différentes actions entreprises selon les principaux objectifs (Horak, 2006; Peterka, 2002). Ainsi, lorsque l'équilibre est compromis, les APC peuvent ne pas être employés à leur amplitude maximale (Gu et al., 1996; Hall et al., 1999), des activations anticipatoires pouvant rapidement leur être préférées dans le but de mieux répondre aux futures déstabilisations de l'équilibre (Santos et al., 2010a). Ce point est intéressant, car il pourrait faire référence à la capacité du SNC de changer d'un mode de contrôle en feedback (APC) à un mode en feedforward (APA) afin de choisir la stratégie de contrôle la plus adaptée et ainsi réduire la probabilité de chuter.

2.2.4. Les stratégies de rattrapage de l'équilibre chez l'Homme

La stabilité d'un corps dépend de sa capacité à maintenir un état d'équilibre, i.e. être en mesure de résister à la (aux) (différentes) perturbation(s) de l'équilibre du système (Grimshaw and Burden, 2006). Du fait de son système biomécanique pluri-articulé, l'être humain est en mesure de créer des moments articulaires qui déplaceront – ou non – des segments dans le but de moduler l'accélération du CM. Ces mécanismes sont appelés des « stratégies de mouvement ». Les stratégies de rattrapage de l'équilibre sont des comportements développés au fil de l'apprentissage de la station debout qui permettent de freiner le mouvement transversal et descendant du CM en utilisant des réponses musculaires qui déplacent, de manière coordonnée au cours du temps, un ou plusieurs segments. Ces stratégies rapides et automatisées sont utilisées par le SNC pour contrecarrer une perturbation d'équilibre (Horak and Macpherson, 1996), dans un environnement donné, selon les forces et les faiblesses de chaque individu (Horak, 2006). Ainsi, le choix de cette stratégie dépend d'un nombre important de caractéristiques : la direction et l'amplitude de la perturbation (vitesse, déplacement), les attentes et l'objectif final de l'individu, l'expérience préalable, la

position initiale, l'état dans lequel le système considère qu'il est (« central set » en anglais), les possibilités liées à l'environnement et les consignes qui sont données (s'il y en a). Ces stratégies se distinguent en deux classes, séparées par la présence ou non d'un mouvement segmentaire qui modifie la configuration des appuis : les *stratégies en support fixe* (« fixed-support » en anglais) et les stratégies de *changement de support* (« change-in-support ») (Maki and McIlroy, 1997), voir Figure 12.

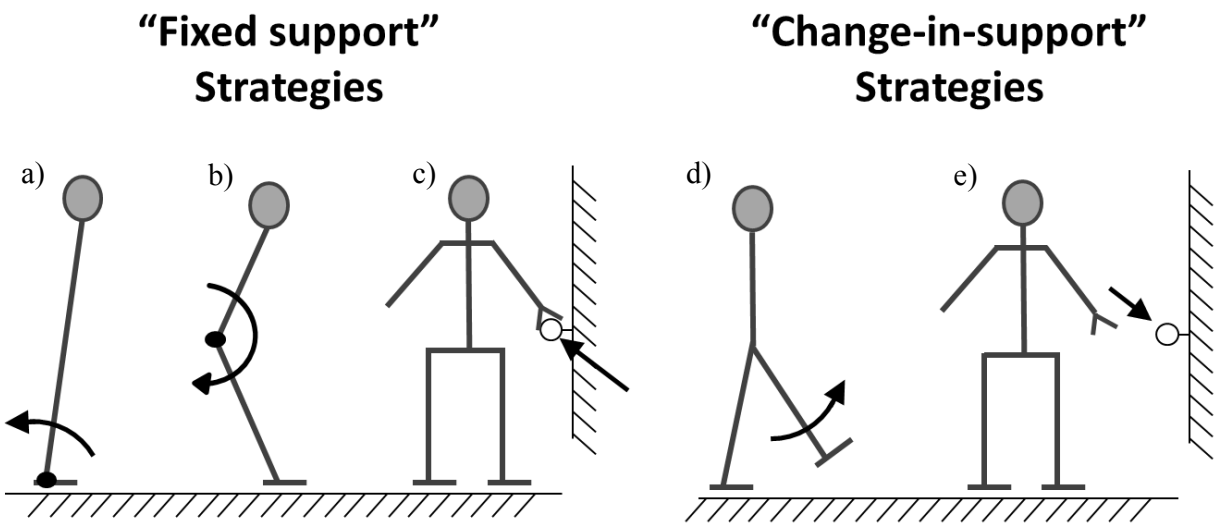


Figure 12 : Représentation des deux classes de stratégies de rattrapage de l'équilibre (selon l'illustration issue de l'article de Maki & McIlroy 1997). La stratégie de « cheville » est représentée en a) et la stratégie de hanche selon le plan sagittal en b). Le c) représente la stratégie de maintien supplémentaire avec un ou deux bras. Les deux stratégies en changement de support sont : « faire un pas de rattrapage » en d) et « attraper un appui avec la main » en e).

Stratégies de « support fixe »

A partir d'une position initiale debout sans mouvement, et sans autre contact avec l'environnement extérieur qu'avec les pieds, la BS correspond à l'aire qui se trouve sous et entre les pieds d'un individu. Ainsi, dans cette position, une stratégie de support fixe revient à contrôler les mouvements du CM sans modifier ses appuis avec l'environnement. En particulier dans ce travail, comme dans la majorité des études sur l'équilibre humain, nous ne considérerons que le cas où les individus n'ont d'autres contact avec l'environnement extérieur qu'avec leurs pieds, ce qui exclut la situation de la Figure 12c. On observe généralement des stratégies de support fixe lorsque les perturbations d'équilibre sont très faibles et/ou lentes. Elles deviennent prévalentes dans un contexte très particulier, où le SNC détecte que le système n'a pas besoin – ou ne peut pas – changer sa BS. Deux stratégies principales, décrites selon le plan sagittal, ont été identifiées (Horak and Nashner, 1986) : la *stratégie de cheville* et la *stratégie de hanche*.

La stratégie de cheville

Une stratégie de cheville (voir Figure 12a), telle qu'elle est décrite dans la littérature, correspond à un pattern d'activation musculaire au niveau des muscles qui créent des moments articulaires autour de la cheville. Concrètement, les contractions principales des muscles *tibialis anterior* (antérieur) et des *soleus* et *gastrocnemius* (postérieurs) permettent au système d'exercer des forces sur le sol pour maintenir un état d'équilibre stationnaire. Ces activations ont des conséquences mécaniques, entraînant un déplacement du CP dans la BS. Elles ont aussi des conséquences cinématiques, car on observe alors que l'être humain oscille dans le plan sagittal à la manière d'un pendule, autour de l'axe passant par les chevilles. Ceci valide la représentation simplifiée du mouvement du corps humain à l'aide d'un pendule inversé (Gage et al., 2004; Hof et al., 2005; Horak and Nashner, 1986; Winter et al., 1998; Winter, 1995). Ces oscillations « contrôlées » viennent des déplacements du CP au sein de la BS pour accélérer ou décélérer le mouvement du CM à l'aide du bras de levier qui existe entre la position du CP et la projection verticale du CM dans la BS.

Cette stratégie est la plus communément utilisée par les êtres humains. Elle est largement automatisée et donc est très rapide à déclencher. C'est aussi probablement la moins coûteuse d'un point de vue énergétique. Elle a été observée avant qu'un déplacement significatif du CM (Horak and Nashner, 1986; Santos et al., 2010b) ou que l'initiation d'un pas ne survienne (Jacobs and Horak, 2007; McIlroy and Maki, 1993b). Cependant, elle reste limitée d'une part par la taille de la BS et d'autre part par les moments articulaires que l'individu est capable de développer au niveau des chevilles (variables d'un individu à l'autre). Cette dernière capacité a été démontrée comme réduisant avec l'âge, diminuant ainsi la taille « fonctionnelle », i.e. utilisable, de la BS (King et al., 1994; Mille et al., 2003).

La stratégie de hanche

Une stratégie de hanche (voir Figure 12b), comme la stratégie de cheville, correspond à un pattern d'activation musculaire au niveau des muscles qui créent des moments articulaires autour de la hanche. Concrètement, les contractions principales des muscles *rectus abdominis* et *quadriceps femoris* (antérieur) et des *ischio-jambiers* et *paraspinal lumbaris* (postérieurs) permettent au système d'exercer des forces sur le sol et de déplacer des segments pour maintenir un état d'équilibre stationnaire. Sa principale conséquence mécanique est la création d'une force de réaction horizontale, au niveau des pieds, qui permet de créer un moment qui va accélérer ou décélérer le CM. Ce moment peut avoir des composantes antéropostérieure et médio-latérale (Maki and McIlroy, 1997). D'un point de vue cinématique, on observe, dans le plan sagittal et combiné à une stratégie de cheville, un mouvement d'antiphase entre le bloc formé par les jambes et celui formé par le tronc (Horak and Nashner, 1986). En déplaçant ainsi les segments du corps, cette stratégie permet notamment d'utiliser l'inertie du tronc (i.e. le segment le plus lourd) pour agir sur le mouvement du CM enclenché par la perturbation initiale de l'équilibre. Toutefois, c'est une stratégie plus

coûteuse en énergie que la stratégie de cheville et qui n'est généralement utilisée que dans un contexte particulier. Par exemple, si la plateforme sur laquelle on se tient est plus petite que la taille des pieds, réduisant ainsi la BS, il est difficile de développer un couple au niveau de la cheville. Ainsi, cette stratégie ne ferait pas partie des stratégies préférentielles lorsque les stratégies de « changement de support » sont également disponibles (Maki and McIlroy, 1997).

Stratégies en « changement de support »

Comme leur nom l'indique, les stratégies en « changement de support » permettent de modifier, et généralement d'agrandir, la surface des appuis (i.e. la BS) après une – ou en prévision d'une – perturbation de l'équilibre. Ces stratégies jouent un rôle fonctionnel majeur dans le maintien de l'équilibre et ont été identifiées comme prévalentes dans les situations d'instabilité (Maki and McIlroy, 1997; Rogers et al., 2003). En effet, augmenter la surface de ses appuis confère un avantage mécanique considérable par rapport aux stratégies de « support fixe ». Le système peut alors développer des moments plus importants pour freiner la chute du CM. Il a également été démontré que l'initiation de ces stratégies implique des activations musculaires des fléchisseurs et des extenseurs des membres inférieurs bien plus faibles que dans les stratégies en « support fixe » (Burleigh and Horak, 1996; Burleigh et al., 1994; Hall et al., 1999). Ainsi, les aspects critiques que le SNC a à gérer ne sont pas les limites de force musculaire mais plutôt les caractéristiques spatio-temporelles de la préparation et de l'exécution de la réponse motrice (trajectoire du membre, latence et vitesse d'activation).

Contrairement à ce qui a été décrit précédemment dans la littérature (Cordo and Nashner, 1982; Horak and Nashner, 1986), ces stratégies ne sont pas utilisées en dernier recours (Mille et al., 2003; Rogers et al., 2003). Elles sont notamment initiées bien avant que la projection du CM n'approche des limites de la BS, même lorsque les instructions sont de ne pas déplacer de membre (Maki and McIlroy, 1997). Ainsi elles peuvent être déclenchées très tôt, même en cas de faible déséquilibre ou lorsqu'un nouvel état stationnaire aurait pu être atteint sans déplacer de membre. Cependant, en cas de perturbation plus importante, changer sa configuration d'appui est un moyen *incontournable* pour rattraper son équilibre (Maki and McIlroy, 2006a). Ces stratégies permettent ainsi de surpasser les limites des stratégies de support fixe (McIlroy and Maki, 1993b). Deux stratégies majeures ont été décrites dans la littérature : déplacer une jambe pour faire un pas de rattrapage (« stepping ») et déplacer un bras pour attraper un appui (« grasping »).

Faire un pas de rattrapage

Effectuer un pas de rattrapage (voir Figure 12d) – aussi appelé pas « protectif » – est une stratégie prépondérante pour le maintien de l'équilibre, notamment chez les personnes âgées (Johnson-Hilliard et al., 2008; Mille et al., 2003). Cette stratégie

sollicite principalement les membres inférieurs. D'une part, ceci permet de profiter de leur amplitude articulaire pour déplacer les pieds dans l'espace pour augmenter la BS. D'autre part, ces segments contiennent des muscles puissants, qui permettent de développer des forces importantes. Consécutivement, d'importants moments (augmentation à la fois des bras de levier et des forces développées et supportées) peuvent être développés pour tenter de freiner la course du CM dans un état de déséquilibre, afin de récupérer un nouvel état d'équilibre. Initier un pas à partir d'une posture initiale debout implique généralement l'utilisation d'APA, qui permettent de créer les conditions mécaniques « suffisantes » (Aruin and Latash, 1995) pour conserver une stabilité acceptable pendant le déplacement du pied. Cependant, dans le cas d'un pas de rattrapage, les APA précédant le lever du pied sont variables. En effet, ils peuvent être augmentés, réduits ou absents dans cette situation (Jacobs and Horak, 2007; McIlroy and Maki, 1999, 1993a). Ceci semble indiquer que le système cherche à réduire cette étape du mouvement au profit d'autres objectifs plus urgents. En effet, McIlroy & Maki (1995) révèlent que plus l'instant où le pied est levé intervient tardivement après l'apparition de la perturbation, plus la stabilité de l'individu sera compromise. En effet, plus le temps court et plus la vitesse du CM augmente (du fait à la fois de la perturbation externe et de l'accélération de la gravité), plus les actions nécessaires pour le freiner afin de le rapprocher d'un état stationnaire seront difficiles. Cette stratégie étant prépondérante en situation naturelle et permettant de compenser des perturbations plus importantes que les stratégies de support fixe (Hsiao and Robinovitch, 1998), nous avons choisi d'axer ce travail de thèse sur l'utilisation spécifique de cette stratégie.

Attraper un appui avec la (les) main(s)

De même que faire un pas de rattrapage, utiliser le mouvement des bras (voir Figure 12d) a un rôle de protection de l'intégrité physique de l'individu lors d'un déséquilibre. C'est une réaction naturelle, qui est initiée bien avant que les limites des premières réactions automatiques ne soient atteintes (Maki and McIlroy, 1997). De plus, la réaction avec les bras offre l'avantage d'être initiée bien plus tôt qu'une action des jambes, réduisant ainsi la durée pendant laquelle le corps se trouve dans un état de déséquilibre tout en offrant une possibilité d'augmenter de façon considérable la BS. Cependant, la difficulté d'étude de cette nouvelle BS réside dans le fait que les appuis ne sont plus coplanaires. Tout comme les jambes, les bras peuvent jouer le rôle d'un amortisseur pour absorber l'impact et notamment protéger la tête. Mais les bras sont moins puissants que les jambes et cette réaction reste beaucoup plus variable, les appuis pouvant être attrapés étant très nombreux. Enfin, elle n'est à disposition de l'individu que s'il se trouve dans un environnement qui lui offre la possibilité d'attraper quelque chose de suffisamment robuste pour subir une force permettant d'au moins freiner la chute. Cette stratégie a fait l'objet d'une étude restreinte dans ce travail car elle ne sera pas abordée dans les réactions d'équilibration analysées dans ce manuscrit.

Conclusion

Le rattrapage de l'équilibre serait donc une action entreprise suite à un déséquilibre et qui tend à ramener le corps dans un état d'équilibre stationnaire, moins coûteux en énergie et en contrôle (Granacher et al., 2012). Cependant, il existe différentes manières d'être perturbé (intrinsèque, extrinsèque), et les mécanismes de rattrapage et de contrôle sont différents suivant chaque situation particulière (Maki et al., 2003). Ainsi, être en capacité de rattraper son équilibre dépend de nombreux paramètres : 1) l'état originel de déséquilibre du corps, 2) la prévisibilité de la perturbation, 3) le profil de la perturbation (instant d'apparition, intensité, direction, durée) qui lui est associé, 4) les contraintes biomécaniques du sujet (e.g. taille de la BS), 5) les capacités sensori-motrices et cognitives du sujet et 6) les contraintes/possibilités environnementales. Le SNC doit donc produire une réponse qui intègre l'ensemble de ces paramètres. Néanmoins, lors d'une perturbation importante de l'équilibre, une réaction à l'aide d'une stratégie en changement de support, impliquant l'utilisation d'APC et – souvent – d'APA, paraît être la stratégie privilégiée par les individus, quel que soit leur âge (Maki and McIlroy, 1997). Les avantages mécaniques apportés par ces stratégies seraient ainsi prépondérants sur la dépense énergétique qu'elles entrainent.

2.3. Quelles évaluations pour la prévention de la chute ?

La chute et son augmentation avec l'âge sont référencées comme ayant une origine multifactorielle (Fried et al., 2001; Horak, 2006; Rubenstein, 2006), voir Figure 13. Ainsi, si de nombreux facteurs favorisent son apparition (voir § 1.3), la plupart des études qui tentent de déterminer les risques s'intéressent à une analyse de la posture et de l'équilibre, pour évaluer les possibles causes de la chute. Un ou plusieurs test(s) d'équilibre est (sont) alors proposé(s) à des patients ou des personnes saines pour tenter d'établir un niveau de risque, améliorer l'équilibre ou réduire la fréquence des chutes (Horak, 2006). De nombreuses études ont été menées, soit en clinique soit en laboratoire. L'objectif d'un test clinique sur les (éventuels) troubles de l'équilibre « doit à la fois permettre de déterminer la ou les causes (mécaniques, physiologiques, pathologiques, …) de la chute, la sévérité ou gravité (classiquement représentée par le risque de chute) et quelle en est l'évolution naturelle » (Yelnik, 2008). Il y a donc un besoin d'établir un diagnostic assez rapidement et simplement, dans le but de décider d'une stratégie de prévention et/ou de réadaptation adaptée à la personne. Autrement dit, il y a un fort besoin à établir des diagnostics fiables et personnalisés. En observant la littérature relative aux différents tests d'équilibre, nous constatons que la plupart des tests n'évaluent que certains aspects de l'équilibre (voir Tableau 3).

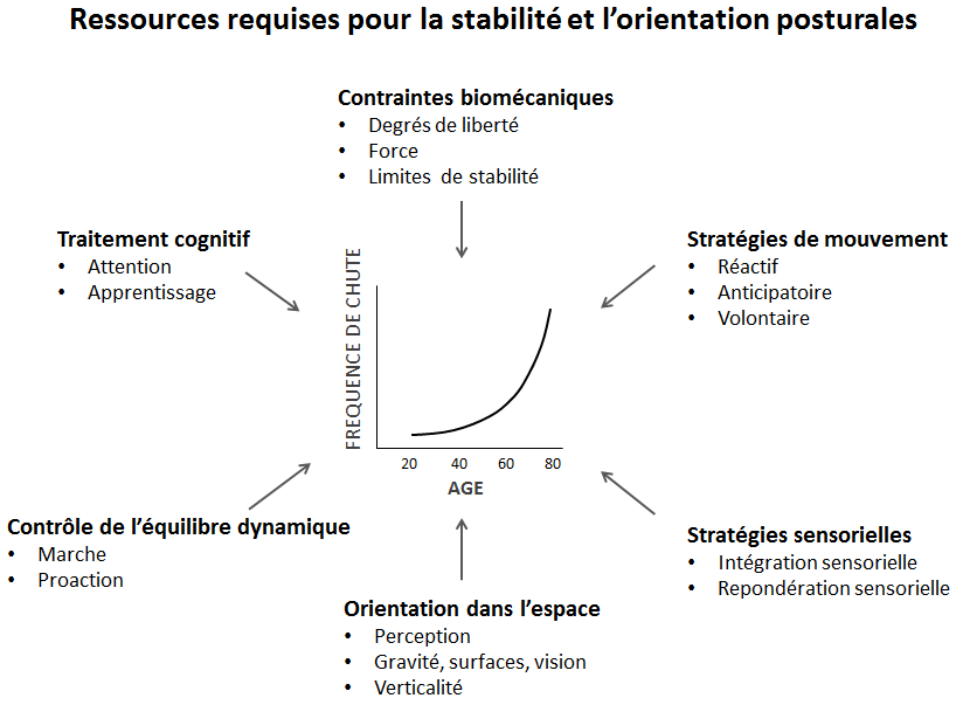


Figure 13 : Les différents systèmes impliqués dans l'équilibre et la posture selon Horak (2006)

2.4. Détection et prédiction du risque de chute à l'aide des tests cliniques classiques

Nous nous sommes alors demandé quelle était la qualité de détection et/ou de prédiction du risque de chute des différents tests les plus couramment utilisés en clinique (voir Tableau 4). Les deux tests qui apportent le plus de satisfactions – et qui sont très peu utilisés en clinique – sont le « Choice Stepping Reaction Time Test » (CSRT) (Lord and Fitzpatrick, 2001a) et le « Balance Evaluation System Test » (BESTest) (Horak et al., 2009). Le BESTest est encore récent, et n'a que peu été éprouvé dans la littérature. Néanmoins, son objectif d'évaluer les différents « sous-systèmes » de l'équilibre pour guider les cliniciens dans leur diagnostic est intéressant. Le CSRT est moins récent, mais ce n'est que récemment qu'une vague de recherche a démontré son intérêt dans la détection du risque de chute (Pijnappels et al., 2010; St George et al., 2007). Les autres tests cliniques, qui sont quant à eux massivement utilisés (e.g. le « Timmed Up and Go » (TUG) ou la « Berg Balance Scale » (BBS)), sont limités dans la prédiction selon les études les plus récentes (voir Tableau 4). Ceci s'explique probablement par le fait qu'ils ne proposent ni de situation de rattrapage d'équilibre, ni d'évaluation complète des différents « sous-systèmes » de l'équilibre (voir Tableau 3). En effet, ces tests impliquent uniquement

des situations d'équilibre stationnaire, où les interactions avec l'environnement sont connues et prévisibles (effectuer un demi-tour, se pencher en avant, etc), relevant plutôt du mouvement volontaire que de la réaction. Si le caractère prévisible et volontaire est un moyen affiché de réduire le risque pour les patients lors de l'accomplissement de la tâche, il en vient à éloigner la situation de test du caractère imprévisible de la chute. Or, les recommandations vis-à-vis d'une étude sur la chute sont de conserver un caractère involontaire et imprévisible de la survenue du déséquilibre (Maki and McIlroy, 2006). Le BESTest et le CSRT ont notamment attiré notre attention, car ils comportent des tâches qui impliquent une mise en mouvement du CM et une modification de la BS dans des conditions peu prévisibles. Cette piste est intéressante et nous pensons qu'elle mérite d'être explorée plus amplement, dans le but de trouver un compromis entre réaliser une analyse du mouvement dans une situation de chute et une mise en danger raisonnée des patients qui effectuent les tests.

Test clinique	Sous-systèmes de l'équilibre (Horak 2006)					
	Contraintes biomécaniques	Stratégies de mouvement	Traitement cognitif	Contrôle équilibre dynamique	Stratégies sensorielles	Orientation dans l'espace
Tests « statiques »						
Posturographie					X	X
+ double tâche			X		X	X
Test de Romberg	X					X
One-leg stance	X				X	X
Sensory organisation					X	X
Tests « dynamiques »						
Timmed Up & Go	X			X		X
Functional Reach Test	X	X				
6-minutes marche				X		
Marche spontanée				X		
+ double tâche			X	X		
Step test (faire un pas)	X	X	X	X		X
Side-step test	X			X		X
Batteries de tests						
Tinetti Index	X					X
Echelle de Berg	X			X		X
Index de marche		X	X	X		X
Physiological Profile	X		X		X	X
BESTest	X	X	X	X	X	X

Tableau 3 : Synthèse d'évaluation des sous-systèmes de l'équilibre par les différents tests d'équilibre et évaluations de la posture employés le plus couramment en clinique. Certains sont souvent effectués en double tâche, pour évaluer le taux d'attention que requiert cette tâche.

Test	Discriminant au temps t ?		Prédictif du risque ?	
	OUI	NON	OUI	NON
Posturographie	Horak et al., 1989; Melzer et al., 2004; Prieto et al., 1996; Swanenburg et al., 2010, 2008	Desai et al., 2010; Melzer et al., 2004; Sosnoff et al., 2013; Tisserand et al., 2015b	Piirtola and Era, 2006	Carty et al., 2014a; Maki et al., 1994; Mancini and Horak, 2010; Visser et al., 2008
Timmed Up and Go (TUG)	Desai et al., 2010; Podsialdlo and Richardson, 1991; Rose et al., 2002; Yelnik, 2008	Melzer et al., 2007; Sosnoff et al., 2013; Uemura et al., 2012	Cho et al., 2004; Rose et al., 2002; Shumway-cook et al., 2000	Carty et al., 2014a; Duncan et al., 2013; Hausdorff et al., 2001; Mancini and Horak, 2010
Functional Reach Test (FRT)	Duncan et al., 1990	Jonsson et al., 2003; Uemura et al., 2012; Yelnik, 2008	Berhman et al. 2002	Hausdorff et al., 2001; Mancini and Horak, 2010; Scott et al., 2007
6-minutes marche	–	Desai et al., 2010; Sosnoff et al., 2013	Cho et al., 2004	Hausdorff et al., 2001
Marche à vitesse spontanée	Smeesters et al., 2001	Desai et al., 2010; Uemura et al., 2012	Bruijn et al., 2013	Hausdorff et al., 2001
Test de Tinetti (index)	–	Yelnik, 2008	Maki et al., 1994	Duncan et al., 2013; Mancini and Horak, 2010
Echelle d'équilibre de Berg (BBS)	Almeida et al., 2011; Berg et al., 1997	Desai et al., 2010; Lin and Woollacott, 2005; Melzer et al., 2007; Sosnoff et al., 2013; Yelnik, 2008	–	Duncan et al., 2013; Mancini and Horak, 2010; Shumway-cook et al., 2000
Physiological Profile (PPA)	Lord et al., 2003	Sosnoff et al., 2013	Carty et al., 2014a	–
Tests de « faire un pas volontaire » (step test + CSRT)	Melzer et al., 2007; Patla et al., 1993; St George et al., 2007; Tisserand et al., 2015b; Uemura et al., 2012	–	Cho et al., 2004; Lord and Fitzpatrick, 2001; Pijnappels et al., 2010	–
BESTest	Duncan et al., 2013; Horak et al., 2009; Padgett et al., 2012	–	Duncan et al., 2013	–

Tableau 4 : Revue de la littérature attribuant – ou non – une valeur discriminante (entre chuteurs et non-chuteurs) et/ou prédictive du risque de chute au(x) test(s) clinique(s) employé(s) lors des études recensées.

3. Organisation du travail de thèse

3.1. Bilan et verrous scientifiques identifiés

Etudier l'équilibre « réactif » – ou le rattrapage d'équilibre – se positionne depuis peu comme une voie nouvelle et pertinente pour identifier les mécanismes de l'équilibre permettant de détecter et de prédire le risque de chute (Carty et al., 2014; Granacher et al., 2012; Johnson-Hilliard et al., 2008; Maki and McIlroy, 2006; Mancini and Horak, 2010; Mansfield et al., 2010), entraînant un nombre d'études et de paradigmes croissant. Notamment, pour analyser la capacité de personnes âgées à répondre rapidement et efficacement à une situation de chute, leur équilibre doit être suffisamment perturbé pour solliciter des stratégies de rattrapage d'équilibre (Luchies et al., 1999; Maki and McIlroy, 2006a). Mais, bien que l'importance de cette situation ait été soulignée, elle fait encore l'objet de peu d'études comparativement aux situations « stationnaires » (posture, marche, etc). De ce fait, **les mécanismes impliqués dans cette situation ne sont pas encore clairement identifiés**. Une des raisons majeure pourrait être la difficulté expérimentale à perturber suffisamment les personnes pour provoquer un changement de comportement sans les mettre en danger de chute. Une autre raison serait le coût élevé des montages de perturbation réalisés en laboratoire et la complexité de les adapter à un contexte clinique.

Cette situation, qui s'approche de celle conduisant à la chute, est complexe pour le sujet car elle nécessite à la fois une détection précise de la perturbation, une régulation des actions à plusieurs niveaux de contrôle et le développement d'efforts musculaires coordonnés, plus complexes à programmer que lors d'une situation d'équilibre stationnaire. Or, les capacités sont toutes progressivement réduites par l'avancée de l'âge. Cette situation apparaît donc plus adaptée pour identifier les effets de l'âge. Mais nous constatons encore un **manque de connaissances concernant le lien entre une dégradation de ces capacités liées à l'avancée de l'âge et l'augmentation du risque de chute**.

De plus, les liens entre les différentes situations d'équilibre, citées précédemment (qui impliquent des tâches différentes), n'ont pas encore été démontrés. Selon la littérature, les mécanismes de contrôle de l'équilibre seraient similaires, du moment qu'il n'est pas nécessaire de changer de comportement (Hsiao-wecksler et al., 2003). En revanche, lorsqu'il y a un changement de comportement, les mécanismes impliqués changent (Kang & Dingwell 2006 ; Granacher et al. 2011). Il a notamment été mis en évidence qu'un équilibre postural stationnaire et une capacité de rattrapage d'équilibre sont très différents (Shimada et al., 2003). Ainsi, les mesures d'équilibre stationnaire et réactif devraient être différentes, tout comme les situations impliquant des actions volontaires et involontaires. Malgré ces différences, **les informations**

apportées n'ont pas toujours été comparées pour déterminer lesquelles renseignent le mieux sur l'état des capacités de maintien et/ou de rattrapage de l'équilibre d'une personne.
Enfin, nous constatons l'**absence de test clinique fiable pour détecter le risque de chute qui fournit un diagnostic basé sur les capacités et les déficiences des personnes à risque**, et plus particulièrement dans la population âgée encore identifiée « en bonne santé ». Un travail de recherche dans cette voie est nécessaire, et la possibilité d'utiliser des outils de mesure avancés dans un laboratoire de biomécanique devrait aider à fournir des réponses pertinentes.

3.2. Objectifs du travail de thèse

A la vue des verrous scientifiques identifiés dans le paragraphe précédent, nous nous fixons trois objectifs majeurs pour ce travail de thèse :

1/ Apporter de la connaissance sur le lien entre une dégradation des capacités d'une personne âgée et le risque de chute

Nous constatons un manque de connaissances des mécanismes mis en jeu lors d'un équilibre réactif et une difficulté à identifier ce qui provoque un échec dans le rattrapage. Il nous faut donc encore étudier le phénomène du rattrapage de l'équilibre pour mieux comprendre ce qui est à l'origine d'une mauvaise équilibration, afin de mieux détecter les personnes à risque et de mieux prédire leurs comportements. Progresser dans la détection permet de réduire les risques, par exemple pour améliorer les habitudes et/ou les cadres de vie en amont (Cumming et al., 2001) et la rééducation en aval (Horak et al., 2009; Wolf et al., 1997). Nous faisons le choix d'étudier ces mécanismes sur une population âgée, la plus touchée par le phénomène, mais résolument en bonne santé, afin de tenter de détecter au plus tôt des signes avant-coureurs de risque de chute.

2/ Comparer différentes mesures d'équilibre, qui impliquent des processus différents

Nous nous intéresserons également à tester les possibles liens entre différentes situations d'équilibre décrits dans la littérature, qui fournissent tous des informations pertinentes – mais certainement différentes – sur les capacités des individus à établir et mettre en œuvre une stratégie de maintien ou de rattrapage de leur équilibre. Plus particulièrement, nous axerons le travail de recherche sur un état postural « réactif » qui semble plus approprié pour détecter des personnes âgées encore en bonne santé. Nous pensons qu'une évaluation de la capacité de rattrapage d'équilibre réactif améliore la détection des personnes à risque de chute et donc améliorera leur prise en

charge, qu'elle soit préventive ou postérieure à une chute. Toutefois, nous choisissons de ne pas nous éloigner des procédures classiques, en proposant également une évaluation « stationnaire » de l'équilibre à des personnes âgées. L'étude de ces différentes situations nous permettra notamment de les comparer.

3/ Construire des outils d'évaluation du risque de chute basés sur les capacités et la pertinence des tests d'équilibre qui sont adaptés au contexte clinique

A plus long terme, nous souhaitons que ce travail permette de fournir des informations utiles aux cliniciens et aux professions paramédicales travaillant sur la thématique de l'équilibre et de la chute, notamment dans le développement de nouveaux tests plus adaptés aux populations à risque de chute. Une réflexion sur la pertinence des tests cliniques et leur évolution ou amélioration sera menée pour améliorer la qualité de la prise en charge des personnes touchées par le problème de la chute.

3.3. Plan du manuscrit

Dans un premier temps (Partie 2), nous décrirons le **protocole de mesure** que nous avons mis en œuvre et utilisé afin d'évaluer les capacités sensorimotrices, cognitives et d'équilibre de trois groupes de sujets : jeunes, âgés chuteurs et âgés non-chuteurs.
Le chapitre suivant (Partie 3) sera consacré à une **proposition méthodologique** permettant une mesure simplifiée des déplacements du Centre de Masse global des sujets. En effet, la méthode de référence utilisée dans cette thèse s'avère relativement lourde à mettre en œuvre. Nous avons donc cherché à la simplifier pour faciliter les futures études.
La Partie 4 a été divisée en deux sous parties (a et b) afin de **présenter les résultats** des mesures effectuées. La Partie 4a présente les résultats des tests psycho-cognitifs et d'équilibre classiques selon une comparaison entre les groupes de sujets âgés chuteurs et de non-chuteurs. La Partie 4b contient quant à elle les résultats qui concernent deux tâches bien particulières, et qui ont été analysées biomécaniquement en détails : l'initiation d'un pas volontaire (test CSRT) et la réalisation de pas protectifs induits par une perturbation externe. Cette fois-ci, une comparaison entre les trois groupes de sujets est fournie.
Enfin, dans le but d'aider les cliniciens à orienter leurs diagnostics et ainsi améliorer la prise en charge des sujets âgés, nous proposons dans la Partie 5 un **outil de discrimination individualisé du risque de chute**. Cet outil fournit une quantification du risque de chute d'un individu et des informations sur ses capacités – dégradées ou non – qui expliquerait son niveau de risque de chute.

Partie 2
Un protocole de mesure, deux populations, trois groupes de sujets

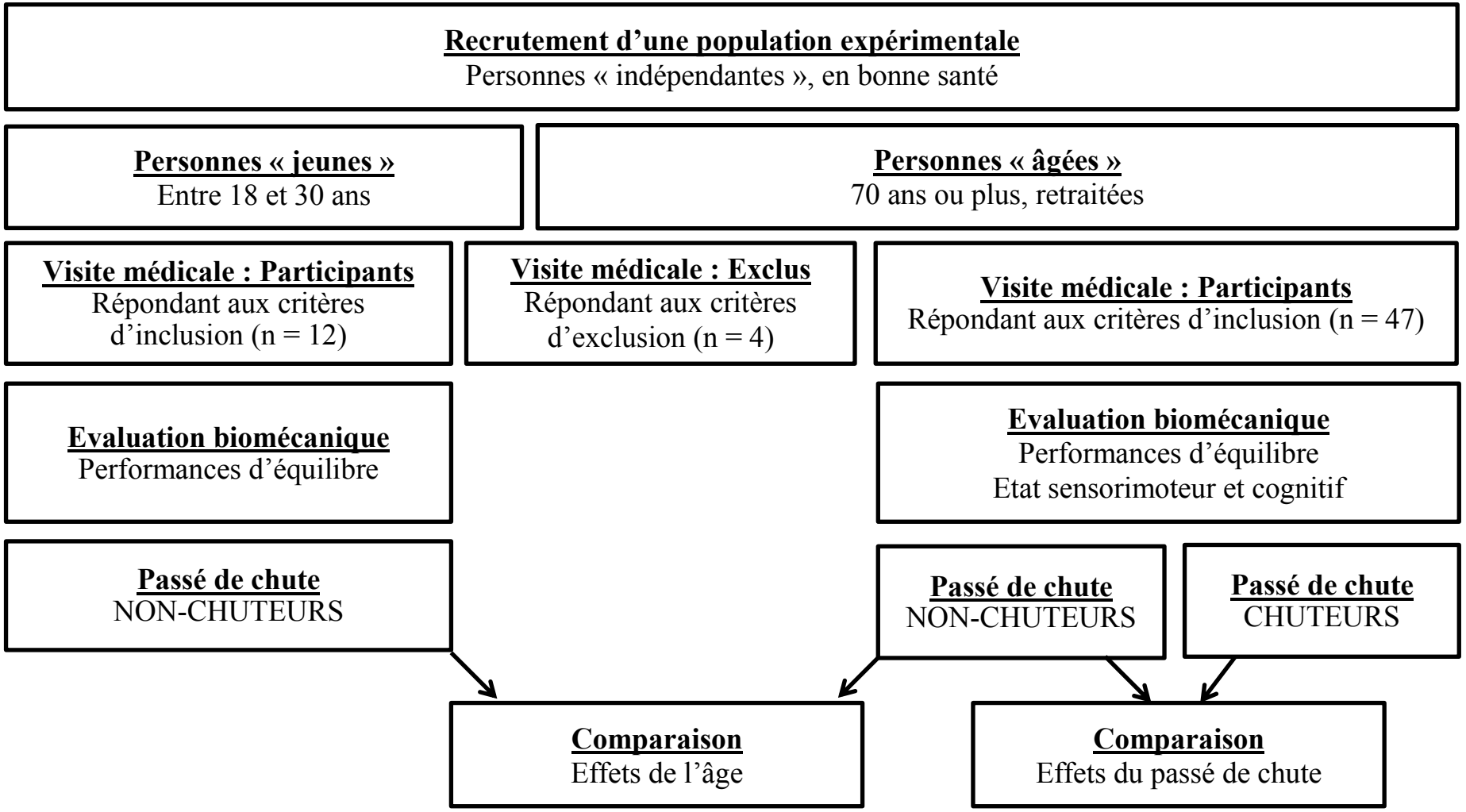
1. Introduction

Dans cette étude concernant les mécanismes de maintien et de rattrapage de l'équilibre, nous souhaitons nous intéresser à cette plus grande difficulté qu'ont les personnes âgées à maintenir leur équilibre et à répondre à une perturbation de leur équilibre que les personnes plus jeunes. Les évaluations classiques pour établir le risque de chute d'une personne se basent majoritairement sur des tâches stationnaires, qui n'engendrent généralement pas de déséquilibre important et qui ne sollicitent donc pas les comportements « protectifs » (Pidcoe and Rogers, 1998). Pour autant, l'évaluation des capacités protectrices est recommandée par des revues de littérature récentes (Maki & McIlroy 2006; Mansfield et al. 2010; Mancini & Horak 2011; Granacher et al. 2012), sans qu'elles ne proposent de test de référence.

Afin de mesurer les effets de l'âge et des différents systèmes impliqués dans le contrôle de l'équilibre sur le risque de chute, un protocole de mesures biomécaniques a été développé et mis en œuvre dans le cadre de cette thèse. Deux groupes de population ont été évalués. Le premier comprend des sujets jeunes et en bonne santé. Le second concerne des personnes âgées de 70 ans et plus, autonomes et en bonne santé, dont certaines avaient chuté (un premier sous-groupe défini comme « chuteur »), et dont les autres n'avaient pas chuté (un second sous-groupe défini comme « non-chuteur »). Dans cette partie, le protocole mis en place est décrit au travers des tâches réalisées par les sujets et du matériel utilisé. Les trois groupes de population (avec leurs caractéristiques) sont ensuite présentés. Enfin, un rapide bilan des tests et des essais recueillis est fourni.

Le protocole décrit ci-après s'est déroulé en deux étapes principales au cours desquelles ont été réalisées des évaluations. Premièrement, les sujets ont passé une visite médicale d'inclusion qui était réalisée par des médecins des Hospices Civils de Lyon (HCL) et du Centre Régional de Prévention (CRP) de Lyon. Ensuite, chaque sujet a effectué un passage pour une évaluation biomécanique de l'équilibre. L'ensemble des tâches et des mesures biomécaniques présentées ici ont été réalisées sur la plateforme expérimentale d'analyse du mouvement du LBMC, située au sein de la Faculté de Médecine Lyon Sud – Charles Mérieux, de l'Université Lyon 1. Le protocole a été approuvé par le Comité de Protection des Personnes (CPP) « Sud-Est Lyon III », qui a émis un avis favorable en date du 19/03/2014. Il a également été soumis pour évaluation à l'Agence Nationale de la Santé et du Médicament (ANSM) et accepté en date du 14/04/2014. Une déclaration à la Commission Nationale de l'Informatique et des Libertés (CNIL) a été faite, en raison de l'informatisation de dossiers personnels concernant les sujets. Enfin, ce protocole a été conduit conformément aux Bonnes Pratiques Cliniques françaises et européennes, à la déclaration d'Helsinki dans sa dernière version (Edimbourg 2000 – Tokyo 2004 – Séoul 2008) ainsi qu'aux recommandations de l'*International Conference on Harmonisation Guideline for Good Clinical Practice*.

2. Grandes étapes du protocole



3. Tâches exécutées par les sujets

3.1. Evaluations psycho-cognitives et tests cliniques

3.1.1. Niveau d'activité physique (« Physical Activity Scale for Elderly » ou « PASE »)

Ce questionnaire est destiné à l'évaluation de l'activité physique des personnes âgées (Washburn et al., 1999). Deux types de questions sont posées : des questions sur la fréquence de pratique d'une activité (sportive, culturelle, sédentaire) et des questions sur la durée de chacune de ces activités (moins d'une heure, plusieurs heures, etc). Le score est ensuite calculé selon un rapport entre la fréquence, la durée et le type de chaque activité. Une activité « sédentaire » comme regarder la télévision fait baisser le score alors qu'une activité « sportive » comme jouer au tennis en double fait monter le score. Cette évaluation peut être menée par une personne autre qu'un clinicien et est relativement courte à pratiquer (10 minutes environ). Cette échelle est largement utilisée pour évaluer la capacité physique des personnes âgées (Schuit et al., 1997). Le remplissage de ce questionnaire a été effectué à l'occasion de la visite médicale d'inclusion (fiche de test disponible en Annexes).

3.1.2. Niveau de confiance en son équilibre (« Activities-specific Balance Confidence Scale » ou « ABC Scale »)

L'échelle de confiance en son équilibre choisie, présentée sous la forme d'un questionnaire, est largement utilisée et validée dans la littérature : l'ABC Scale (Powell and Myers, 1995). Cette échelle évalue la « propre confiance qu'un individu porte à son équilibre » sur une échelle de 0 à 100 (voir fiche de test en Annexes). La personne évalue sa confiance lorsqu'elle s'imagine pratiquer différentes tâches de la vie de tous les jours (e.g. attraper un objet en hauteur, prendre l'escalator, etc). Cette échelle a été développée pour évaluer des personnes âgées, des individus victimes d'AVC et des personnes ayant des troubles de l'équilibre. Elle présente l'avantage d'être facile à administrer (5 minutes environ). D'une validité élevée et d'une bonne représentativité (Myers et al., 1998), ses valeurs sont significativement corrélées avec de nombreuses autres mesures de l'équilibre (Talley et al., 2008). Le remplissage de ce questionnaire a été effectué à l'occasion de la visite médicale d'inclusion.

L'ensemble des autres tests décrits ci-après ont été réalisés durant la séance de mesures biomécaniques (hors visite médical) dans l'ordre dans lequel ils sont présentés.

3.1.3. Flexibilité cérébrale (« Trail Making Test » ou « TMT » A & B)

Objectif

L'exécution d'une stratégie de rattrapage implique des capacités cognitives fonctionnelles, qui sont altérées chez les chuteurs (Mirelman et al., 2012). Le sujet doit en effet être en mesure de prendre rapidement la décision d'agir, en étant capable de choisir les informations les plus pertinentes et d'inhiber les autres. Cette capacité demande une bonne flexibilité cérébrale. De plus, il a été démontré que des difficultés d'inhibition d'une information perturbatrice pouvaient retarder l'initiation de pas volontaires (Rogers et al., 2001; Sun et al., 2015). L'objectif de ce test est d'évaluer la flexibilité cérébrale des personnes à l'aide d'une tâche d'inhibition. De plus, ce test présente un intérêt novateur car il n'a jamais été mis en relation avec la réalisation de pas de rattrapage dans la littérature.

Déroulement du test

Ce test, composé de deux parties (A et B), est de type « papier-crayon ». Il a été développé pour évaluer des troubles au niveau du cerveau (Reitan, 1958). Des valeurs normées sur la population âgée française ont été publiées et seront utilisées comme référence (Amieva et al., 2009). Les deux parties du test se composent chacune de 25 cercles éparpillés sur une feuille. Ils contiennent chacun une lettre ou un chiffre et sont à relier (voir Annexes pour exemple). Si le test A fait appel à une capacité attentionnelle simple, le test B fait quant à lui appel à des capacités attentionnelles et d'inhibition. En effet, il s'agit de planifier en parallèle, mais de manière alternée, deux séries automatisées sans qu'elles n'interfèrent entre elles en activant en permanence la séquence pertinente et en inhibant temporairement la seconde. La partie B est réalisée après l'accomplissement de la partie A.

Consignes données à l'individu

Les consignes pour les deux parties sont les suivantes :

- *Test A* : relier, le plus vite possible et sans décoller le crayon de la feuille, les cercles en suivant l'ordre croissant des chiffres,
- *Test B :* relier, le plus vite possible et sans décoller le crayon de la feuille, les cercles en suivant le schéma « chiffre-lettre-chiffre-lettre » et ainsi de suite. Les chiffres doivent suivre l'ordre croissant et les lettres l'ordre alphabétique (i.e. « 1-A-2-B-3-… »).

Si une erreur était constatée, l'expérimentateur n'intervenait pas et laissait le sujet aller jusqu'au bout sans rien lui dire.

Variables extraites

La performance est mesurée par deux variables dans chacune des deux parties : la durée et le nombre de bons déplacements (i.e. un bon déplacement correspond à la connexion correcte entre deux cercles). Selon les études ayant établi des normes (Amieva et al., 2009; Tombaugh, 2004) la durée augmente et le nombre de bons déplacements diminue tous deux avec l'âge et un plus faible niveau d'éducation.

3.1.4. Fonction exécutive (« Batterie Rapide d'Efficience Frontale » ou « BREF »)

Objectif

Il a été démontré que des capacités réduites de la fonction exécutive étaient corrélées à un plus fort risque de chute (Mirelman et al., 2012). La fonction exécutive correspond aux actions motrices élaborées au niveau du lobe frontal (contrôle de la motricité volontaire) ayant pour origine une intégration de l'information et un traitement complexes. Ainsi, et sur recommandations des médecins gériatres associés à ce travail, nous avons évalué la capacité de cette fonction à travers le test intitulé FAB (« Frontal Assessment Battery » en anglais), mis au point par Dubois et al. (2000), et traduit en français par BREF. Ce test évalue généralement les personnes âgées et les personnes touchées au niveau du lobe frontal (Parkinsoniens, personnes démentes, etc).

Déroulement du test et consignes

Ce test est mené par un seul expérimentateur, à l'aide d'une interaction verbale avec la personne évaluée. Il se compose de 6 tâches (verbales ou motrices) :

- *Similitudes verbales* : à l'oral, la personne doit identifier la similitude majeure entre des mots donnés par l'expérimentateur (e.g. « quelle similitude existe-t-il entre une banane, une pêche et une orange ? ». Réponse : ce sont des fruits),
- *Fluences verbales* : en une minute, la personne doit donner le plus de mots possible commençant par une même lettre (e.g. « le maximum de mots commençant par S »), tous les mots sont acceptés du moment qu'ils appartiennent au dictionnaire des noms communs, propres ou le Bescherelle,
- *Comportement de préhension* : observation de la réaction motrice du patient lorsque l'examinateur lui saisit les mains avec les siennes (e.g. réflexe de « grasping » présent ?),
- *Séquence motrice de Luria* : le patient doit reproduire, si possible seul, une séquence motrice après démonstration au préalable par l'examinateur (e.g.

toucher la table avec la tranche de la main, puis la main regroupée en un poing, puis avec le plat de la main et répéter la séquence),

- *Consignes conflictuelles* : reproduire le comportement de l'examinateur (e.g. taper sur la table) mais avec une fréquence opposée à la sienne,
- *Tâche de « Go – No Go »* : même type de test que le précédent, mais le patient doit cette fois reproduire le comportement dans une condition et ne rien faire dans l'autre.

Notation

La bonne réalisation de chacune des six tâches est évaluée sur une échelle de 0 à 3 (voir fiche d'évaluation en Annexe). A chaque note est associée une description du comportement attendu de la personne. La note correspondante est ensuite reportée selon l'appréciation de l'expérimentateur.

3.1.5. Test clinique des sous-systèmes d'équilibre (« Balance Evaluation System Test » ou « BESTest » dans sa version « Brief »)

Objectif

Selon le modèle de Horak (2006), réaliser un contrôle postural efficace met en jeu de nombreuses ressources. Aussi, Horak et al. (2009) ont développé un test clinique visant à évaluer six sous-systèmes de l'équilibre à l'aide d'un score, dans le but de cibler ensuite l'intervention du professionnel de santé sur la rééducation d'un ou plusieurs systèmes. Ceci permet notamment d'évaluer la bonne intégration d'informations sensorielles, la préparation et l'exécution des mouvements d'un patient. Ce test présente de nombreux avantages (facile à administrer, nécessite peu de matériel) et son originalité est de rechercher une déficience non pas globale mais ciblée au sein du vaste complexe de l'équilibre. De plus, il est le seul à présenter une situation de rattrapage d'équilibre après un déséquilibre survenu de manière imprévisible.

Déroulement du test et consignes

La première version proposée en 2009 se compose de 36 tests (6 tests pour chacun des 6 sous-systèmes évalués), et se trouve être relativement longue à administrer. Aussi, des travaux plus récents ont permis de ne plus tester qu'une seule tâche par sous-système (Padgett et al., 2012). Ce test raccourci, appelé le Brief BESTest, s'est révélé être aussi prédictif que la version originale. Les 6 sous-systèmes avec leur tâche associée (voir Figure 14) sont :

- *Les contraintes biomécaniques* : évaluation de la force des abducteurs de hanche par une tâche de lever latéral d'une jambe, dans le plan frontal. Ce test est effectué des deux côtés,
- *Les limites de stabilité* : limite d'avancée antérieure lorsque la personne tend les bras devant elle et se penche au maximum vers l'avant en gardant les jambes tendues, sans décoller les talons (test équivalent au « Functional Reach Test » de Duncan et al., 1990),
- *Les Ajustements Posturaux Anticipés (APA)* : être capable de se mettre sur un seul pied, puis de conserver la position d'équilibre pendant plusieurs secondes (tâche équivalente au maintien en appui unipodal),
- *La réponse posturale réactive* : rattraper un déséquilibre imprévisible : la personne applique une force d'un côté (le test est effectué des deux côtés), sur l'opérateur qui la retient. Il la relâche alors brusquement, pour provoquer au moins un pas de rattrapage,
- *L'orientation sensorielle* : évaluation de la capacité vestibulaire, avec un maintien de l'équilibre statique en étant privé de la vue et avec des afférences plantaires modifiées (i.e. se tenir sur un morceau de mousse),
- *La stabilité au cours de la marche* : test du Timmed Up and Go (Podsialdlo and Richardson, 1991) qui consiste à se lever d'un siège, marcher sur 3 mètres, effectuer un demi-tour puis revenir s'assoir, le tout en marchant rapidement.

Figure 14 : Illustrations de quelques-uns des tests évaluant des sous-systèmes de l'équilibre lors du Brief BESTest. A gauche, est réalisé le monter sur une jambe (tâche d'Ajustements Posturaux Anticipés). Au centre, la personne est déséquilibrée et doit se rattraper en un ou plusieurs pas (tâche de Réponse posturale réactive). A droite, la personne doit maintenir son équilibre les deux pieds sur une surface en mousse et les yeux fermés (tâche d'Orientation sensorielle).

Notation

Chaque item (voir ci-dessus) est évalué selon l'appréciation de l'expérimentateur sur une échelle de 0 à 3 à l'aide d'une description du comportement du sujet qui correspond à chaque note (voir Fiche d'évaluation en Annexe).

3.2. Evaluations biomécaniques

3.2.1. Posturographie

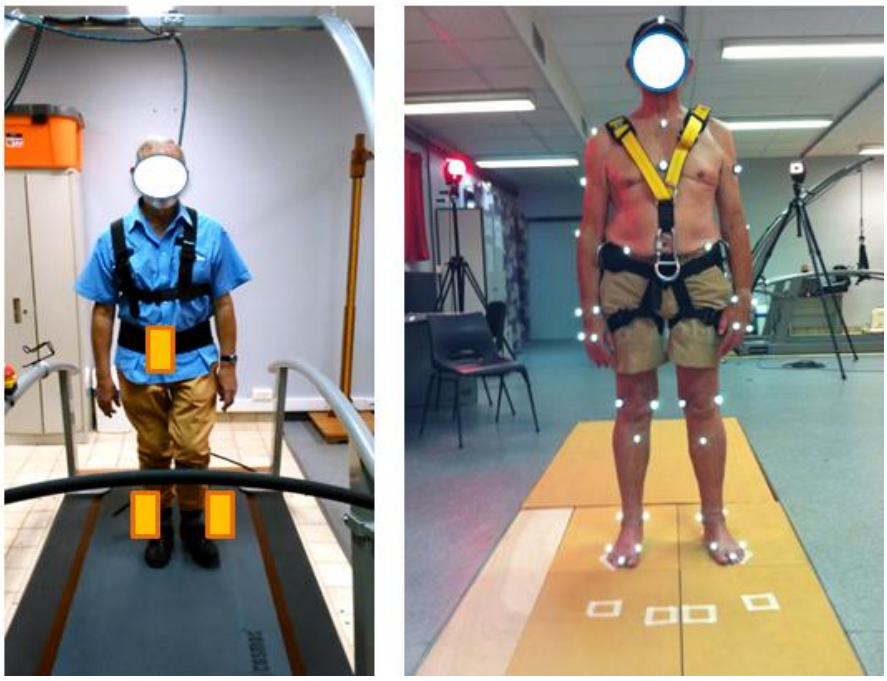


Figure 15 : A gauche : situation de marche à vitesse spontanée sur le tapis roulant. Le sujet est équipé de 3 centrales inertielles (carrés orange volontairement grossis pour la figure) apposés sur les deux chevilles et sur le bassin. A droite : la tâche de maintien de la posture non-perturbée. Les pieds du sujet reposent chacun sur une plateforme distincte.

Objectif

Le maintien de la posture non-perturbée correspond à un état stationnaire postural. Il a fait l'objet d'un très grand nombre d'études dans la littérature scientifique (e.g. Prieto et al. 1996; Winter 1995; Melzer et al. 2004) et est maintenant un standard de l'évaluation clinique. Cependant, il présente des résultats contradictoires dans l'évaluation du risque de chute chez la personne âgée (Visser et al., 2008). Nous souhaitions évaluer cette mesure classique de l'équilibre pour tester sa valeur de

détection du risque de chute. De plus, nous souhaitions discuter de son utilisation pour la population testée et tenter de la mettre en lien avec les autres tests d'équilibre.

Description et déroulement de la tâche

La personne est installée en position debout, les bras le long du corps, les deux pieds écartés d'environ la largeur du bassin, sur deux plateformes de force (voir Figure 15). Une fois que la personne avait annoncé qu'elle était prête, l'enregistrement était lancé. Deux conditions étaient testées successivement : yeux ouverts (YO) puis yeux fermés (YF). La durée de l'enregistrement pour chaque condition était de 25 secondes. En effet, cette durée a été identifiée comme suffisamment longue pour avoir une mesure fiable lors d'une tâche de posturographie (Le Clair and Riach, 1996).

Consignes données aux individus

Lors de la condition YO, la personne recevait pour consigne : « regardez devant vous le repère visuel et maintenez cette posture, en restant immobile ». Lors de la condition YF, il était demandé à la personne : « fixez le repère visuel puis fermez les yeux. Restez immobile comme dans la condition précédente ».

Mesures et outils de mesure

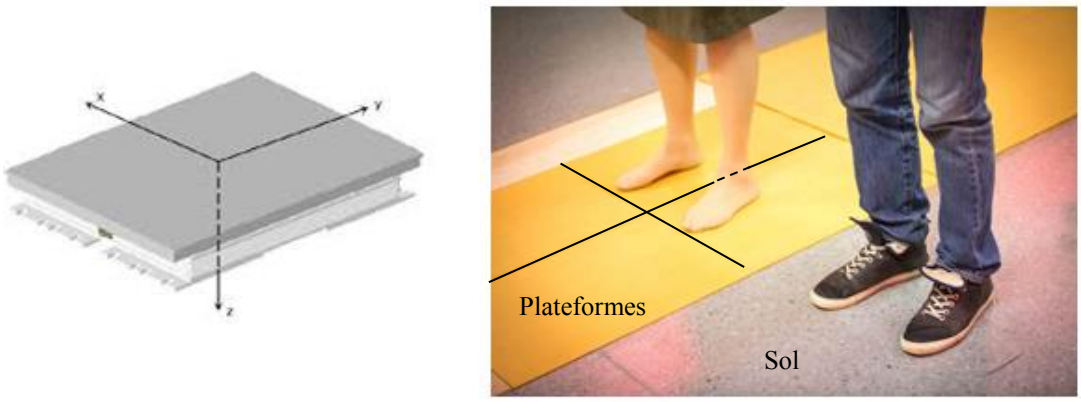


Figure 16 : Chaque plateforme (schéma à gauche) enregistre les actions mécaniques entre le sol et le système qui vient en appui dessus. Dans le cadre de l'expérimentation (à droite), les quatre plateformes (séparée par les lignes noires pour l'illustration) étaient intégrées au sol.

Les variables qui sont classiquement mesurées sont basées sur le déplacement du centre des pressions (CP) (Prieto et al., 1996) et les forces horizontales (King and Zatsiorsky, 1997), obtenus à partir des plateformes de force situées sous les pieds du sujet. Les variables extraites dans cette étude sont relatives uniquement au centre des pressions (CP) et seront présentées plus en détail par la suite (voir Partie 4a). Pour

acquérir les efforts exercés par la personne au cours du temps, nous enregistrons les forces de réaction du sol à l'aide de deux des quatre plateformes de force du laboratoire (Bertec®, OH, USA). Ces plateformes rigides sont intégrées dans le sol, « à niveau » du reste de la pièce (voir Figure 16). Elles enregistrent, à une fréquence de 1 000 Hz, les actions mécaniques (forces et moments selon les trois axes de l'espace) entre le sujet et le sol.

3.2.2. Stabilité au cours de la marche

Objectif

La marche est l'exemple par excellence de l'état d'équilibre stationnaire en mouvement. De plus, l'évaluation de la stabilité au cours de la marche est une performance classique de l'équilibre mesurée en clinique avec des expérimentations déjà menées sur des personnes âgées « chuteuses » (Bruijn et al., 2013; Granata and Lockhart, 2008). Enfin, la vitesse « spontanée » de marche, i.e. choisie naturellement par la personne, serait révélatrice du risque de chute chez la personne âgée, avec un seuil fixé à 0,8 $m.s^{-1}$ (Moreira et al., 2015). Comme la posturographie (voir § 3.2.1.), nous souhaitions évaluer cette mesure classique de l'équilibre pour discuter de son utilisation pour la population testée et la mettre en lien avec les autres tests d'équilibre.

Description et déroulement du test

Pour ce test, la personne, préalablement équipée de trois centrales inertielles (voir Figure 15 et Figure 17) disposées sur chacune des deux jambes et sur le thorax, était invitée à monter sur un tapis roulant puis équipée du harnais de sécurité. Le tapis était ensuite lentement mis en mouvement puis progressivement accéléré, ce qui permettait à la personne de se familiariser avec l'environnement, de s'échauffer et surtout de trouver sa vitesse de marche de confort. Une fois la vitesse de confort trouvée, l'enregistrement du mouvement par les centrales était déclenché, la personne devant conserver son rythme. L'enregistrement durait 3 à 4 minutes, pour que la personne ait le temps d'exécuter plus d'une centaine de foulées (décomptées secrètement par un investigateur). Une fois l'enregistrement terminé, un investigateur annonçait verbalement que le test était terminé et le tapis était alors progressivement ralenti jusqu'à son arrêt complet. Une seule collecte était réalisée et les données cinématiques recueillies seront décrites plus en détail par la suite (cf. Partie 4a).

Consignes données à l'individu

Pour trouver la vitesse de confort de la personne, le tapis était progressivement accéléré jusqu'à ce qu'elle indique qu'elle ressentait « marcher à une vitesse correspondant à celle adoptée lors d'un déplacement quelconque ». Lorsque la vitesse

de confort était atteinte et maintenue sans difficulté apparente, la personne recevait pour consigne : « marchez aussi normalement que possible, sans poser les mains sur les rampes, pendant trois à quatre minutes durant lesquelles les données collectées par les capteurs seront enregistrées ».

Mesures et matériel de mesure

La vitesse de marche (i.e. du tapis) était relevée. De plus, des mesures cinématiques, d'accélération et d'orientation ont été effectuées à l'aide de centrales inertielles (XSens®). Ces centrales sont des capteurs miniaturisés composés d'accéléromètres (triaxiaux), de gyroscopes inertiels et de magnétomètres de type micro-électronique (appelés « MicroElectronical Systems » ou « MEMS » en anglais). L'orientation spatiale de la centrale inertielle est obtenue par fusion des données collectées par l'ensemble des capteurs (Chèze, 2014). Ces petits capteurs (5,7 x 3,4 x 1,4 cm) peuvent être positionnés sur les segments de l'individu. Le dispositif expérimental utilisé (voir Figure 17) présente l'avantage d'être sans-fil, ne gênant ainsi pas les mouvements. Durant la tâche, l'accélération de la centrale positionnée sur le thorax était extraite, pour calculer un exposant de stabilité (voir Partie 4a).

Figure 17 : Images commerciales (source : https://www.xsens.com) illustrant l'utilisation des centrales inertielles pour l'analyse du mouvement. A gauche une centrale inertielle est représentée par le boitier orange.

Le tapis roulant utilisé (HP-Cosmos, Sports & Medical GmbH, Deutschland) est un tapis spécialement conçu pour le sport, la réadaptation fonctionnelle et la recherche. Il est équipé d'un harnais de sécurité visant à prévenir la chute, d'un système d'arrêt d'urgence et d'une arche passant au-dessus du patient/sportif pour le retenir (voir Figure 15). Ce tapis offre une interface permettant de paramétrer un grand nombre de données et de le synchroniser avec d'autres systèmes de mesure (e.g. un cardio-fréquence-mètre). La vitesse, contrôlable au dixième de kilomètre-heure, était pilotée par l'expérimentateur.

3.2.3. Pas volontaire en temps de réaction avec choix (« Choice Stepping Reaction Time » ou « CSRT »)

Objectif

L'objectif de ce test est d'évaluer la capacité d'une personne, à partir d'une position initiale debout sans mouvement, à initier puis effectuer volontairement et le plus rapidement possible un pas sur une cible. Cette situation implique une modification de la BS et donc de la situation d'équilibre initiale. Consécutivement, elle implique une perturbation volontaire de l'équilibre, initiée par le sujet lui-même. Il est donc en mesure d'anticiper les conséquences biomécaniques de la tâche sur son propre équilibre et ainsi de programmer des réponses motrices adaptées. L'individu se trouve dans un cadre relativement sécuritaire qui n'est contraint que par le temps qu'il accorde lui-même à son action (voir § consigne) et le choix de la réponse à effectuer/programmer (selon le stimulus présenté).

Paradigme expérimental choisi

Nous avons choisi de tester l'exécution de cette tâche particulière car elle se rapproche (en apparence) du pas de rattrapage. Toutefois, elle présente l'avantage d'être plus facile à administrer et d'être moins risquée pour les sujets. Le paradigme retenu est largement inspiré de celui proposé par Lord & Fitzpatrick (2001), appelé test de choix en temps de réaction (« Choice Reaction Time Test » en anglais). Le stimulus proposé est l'allumage d'une DEL (Diode Electro-Luminescente) qui est identifiée visuellement par le sujet et dont la position lui indique d'exécuter un pas sur l'une des quatre cibles proposées devant lui. Ainsi, ce paradigme met en jeu deux capacités particulières nécessaires au rattrapage de l'équilibre, contrôlées par le système nerveux :

- La capacité à bien choisir la séquence motrice correspondant au stimulus (tâche de choix),
- La capacité à programmer rapidement une réponse motrice qui sera elle aussi exécutée rapidement (tâche de temps de réaction).

Description de la tâche

La tâche en elle-même consiste à initier le plus rapidement possible un pas en avant, pour aller poser le pied sur une cible. Pour exécuter cette tâche, le sujet se trouve en position initiale debout « statique », les bras le long du corps, les pieds écartés d'une largeur préférentielle (i.e. environ la largeur des hanches) et reposant chacun sur une plateforme de force. Quatre cibles larges, i.e. des carrés de 10 x 10 cm, sont disposées au sol. Elles sont positionnées à une distance de 40% de la longueur du membre inférieur du sujet, mesurée depuis le centre des pieds au niveau des chevilles (voir Figure 18). Cette longueur a été choisie pour correspondre à celle obtenue lors de la

réalisation de pas protectifs chez des sujets jeunes (Berthollet et al., 2014). Deux cibles sont placées de façon strictement antérieure à chaque pied (Centre Droite = CD et Centre Gauche = CG). Les deux autres sont placées suivant un angle de 30° vers l'extérieur à partir des deux premières (Droite-Droite = DD et Gauche-Gauche = GG). Ces cibles latérales sont disposées selon la même direction que les câbles du paradigme de déstabilisation par traction (voir 3.2.4.). Pour indiquer la cible sur laquelle faire le pas, quatre DEL sont placées au sol, face à la personne. Chacune d'entre elles correspond respectivement à chaque cible, i.e. la DEL la plus à gauche pour la cible la plus à gauche et ainsi de suite. Chaque DEL peut être allumée à l'aide d'un interrupteur indépendant.

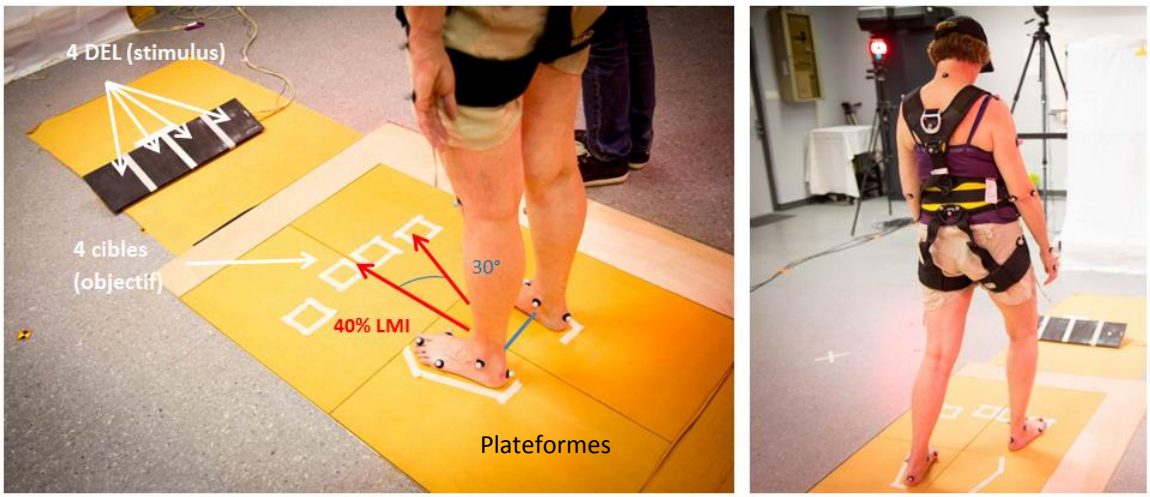


Figure 18 : Paradigme expérimental du CSRT. Sont représentées à gauche les quatre cibles à atteindre avec les pieds (carrés blancs) et le panneau contenant les DEL (planche noire). La ligne bleue représente la ligne au sol passant par le centre des malléoles. La flèche rouge part de la ligne bleue et indique la distance de positionnement des cibles qui correspond à 40% de la longueur du membre inférieur (LMI) du sujet. A droite, la personne en position finale, lorsqu'un pas sur la cible DD a été effectué.

Consignes données à l'individu

La consigne principale donnée au sujet était la suivante : « Lorsqu'une DEL s'allume, allez poser le plus rapidement possible le pied correspondant sur la cible indiquée par la DEL ». Cette tâche était considérée comme un accomplissement en performance maximale puisque la contrainte de vitesse était prépondérante. Il était précisé au sujet que les deux cibles situées à gauche de la ligne centrale étaient à atteindre avec le pied gauche et que les deux cibles situées à droite de cette ligne étaient à atteindre avec le pied droit. La personne était avertie que l'essai ne serait validé que si au moins une partie de son pied touchait une partie de la cible et que son pied était bien posé à plat pour une position finale stable.

Déroulement des essais

Une fois la personne placée dans sa position de référence (marquée au sol par des bandes collantes, voir Figure 18), elle devait indiquer lorsqu'elle était prête. Après l'écoulement d'une durée aléatoire (entre 1 et 6 secondes), l'expérimentateur allumait l'une des quatre DEL à l'aide d'un des interrupteurs pour que la personne exécute le pas sur la cible voulue. Une fois le pas effectué, la personne avait tout le temps qu'elle souhaitait pour se replacer, ses pieds dans les marques, et indiquer qu'elle était à nouveau prête pour l'essai suivant. Quatre essais ont été réalisés pour chaque cible, ce qui présentait une situation à seize essais par sujet (4 cibles x 4 essais), présentés dans un ordre aléatoire (voir Fiche Manip en Annexe pour un exemple).

Mesures et matériel de mesure

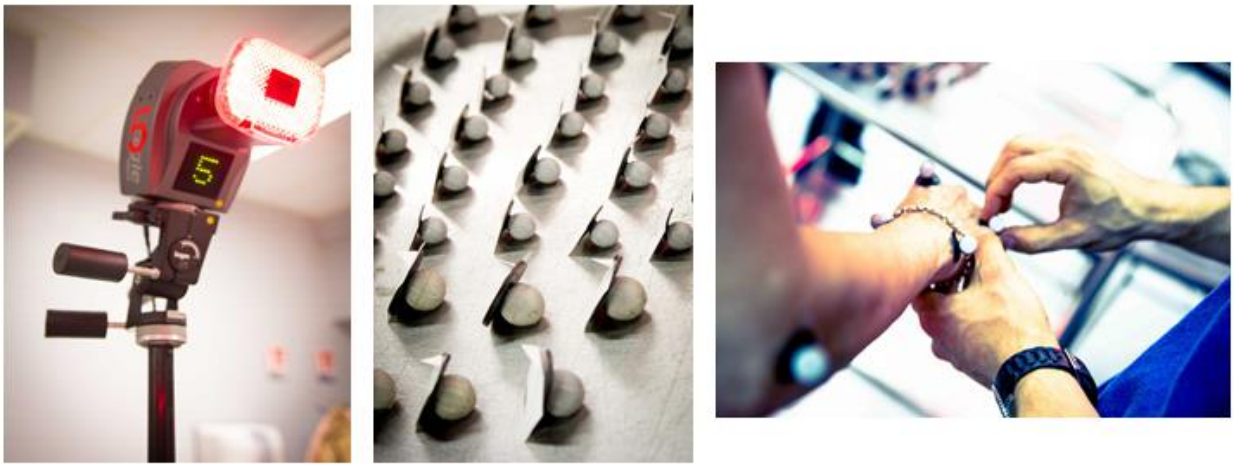


Figure 19 : Matériel de mesure optoélectronique. L'une des 8 caméras (à gauche) utilisées pour capturer, en trois dimensions, les trajectoires des marqueurs réfléchissants passifs (au centre) positionnés à l'aide d'une technique de palpation et collés à même la peau sur le sujet par l'expérimentateur (à droite).

Afin d'acquérir la cinématique corporelle de chaque sujet, un système optoélectronique de capture du mouvement (Motion Analysis®, Santa Rosa, CA, USA), composé de huit caméras Eagle® a été utilisé (voir Figure 19). Des couronnes de DEL autour des objectifs des caméras projettent un faisceau de lumière rouge qui est renvoyé par des sphères d'un diamètre de 2 cm recouvertes d'un film réfléchissant appelés marqueurs « passifs », i.e. n'émettant aucun signal. Une fois le système calibré et à l'aide des mesures d'au moins deux caméras, la position en 3D de chaque marqueur peut être calculée par triangulation, dans le repère global considéré (ici celui du laboratoire). Ce système a donc permis de suivre et d'enregistrer, à une fréquence de 100 Hz, les trajectoires en 3D et en temps réel des 48 marqueurs (liste disponible en Partie 3) disposés sur des points anatomiques précis de la personne, à l'aide d'une technique de palpation. Afin de réduire l'importante variabilité inter-opérateur dans la pose des marqueurs, cette tâche a été réalisée par un seul et unique

expérimentateur. Le sujet se tenant initialement sur les plateformes de force, les données enregistrées par les quatre plateformes (voir § 3.2.1. pour la description) étaient synchronisées avec les caméras pour une acquisition en simultané. Les données recueillies par les plateformes sont les mêmes que lors de la posturographie. Ces données étaient enregistrées avant, pendant et après la réalisation de chaque essai.

3.2.4. Pas protectif (pas de rattrapage induit par une perturbation)

Objectif

Le terme de pas « protectif » (Pidcoe and Rogers, 1998) sera systématiquement utilisé pour désigner le pas de rattrapage induit par une perturbation. L'objectif de ce test est d'évaluer la capacité d'une personne à contrer le déséquilibre induit par le montage expérimental dans lequel elle se trouve. Cette situation implique une perturbation de l'équilibre lors d'un état stationnaire induite par un élément extérieur, qui surprend la personne. Ainsi, elle permet de se rapprocher d'une situation écologique de chute. Le paradigme expérimental décrit ci-après a donc été paramétré dans le but de déclencher un pas protectif (qui correspond à un état d'équilibre « réactif » provoquant un changement de comportement) chez les sujets évalués.

Paradigme expérimental choisi

Selon les recommandations de la littérature, un moyen de déséquilibre imprévisible et extrinsèque doit être utilisé pour provoquer la chute (Maki and McIlroy, 2006). Cependant, une multitude de moyens de déstabilisation existent. Nous présentons alors rapidement les principaux modes qui ont été testés et rapportés dans la littérature :

- Le « *tether-release* » (Do et al., 1982) : la personne est penchée dans une direction selon un angle défini et retenue dans cette position par un câble. Le câble est ensuite soudainement relâché, la personne n'étant plus soumise qu'à son propre poids ;
- Le *trébuchement* ou « tripping » (Pijnappels et al., 2004) : lors de la marche, un obstacle sort spontanément du sol, pour venir heurter le membre oscillant ;
- La *glissade* ou « slipping » (Bhatt et al., 2005) : au cours de la marche, une plaque posée sur roulette ou huilée sous le dessous se déplace spontanément d'une longueur contrôlée lorsque le sujet met le pied dessus ;
- Le *mouvement de plateforme* (McIlroy and Maki, 1993b) : le sujet se trouve en position debout « statique » sur une plateforme pouvant translater dans une direction. La plateforme est ensuite mise en mouvement selon un profil défini. Ceci permet d'éloigner rapidement la BS du sujet de la projection verticale de son CM. Néanmoins, cela reste un matériel coûteux et délicat à paramétrer. En particulier, le mouvement de plateforme est biaisé car on constate souvent

un effet de re-stabilisation dû à la décélération de la plateforme, qui apparaît rapidement après la perturbation (Bothner and Jensen, 2001). Enfin, nous avons constaté que les études qui utilisent ce paradigme ne reportent généralement pas l'ensemble des caractéristiques du profil de mouvement de la plateforme, ce qui rend difficile la reproductibilité de ce paradigme d'une étude à l'autre ;

- La traction au niveau du basin ou « *waist-pull* » (Pidcoe and Rogers, 1998; Wolfson et al., 1986) : le sujet se trouve aussi en position initiale debout « statique » mais son bassin est relié à un câble dont l'autre extrémité est attachée soit à un poids pouvant être relâché soit à un moteur qui enroule le câble, appliquant ainsi une force au niveau du bassin. Ce paradigme permet d'éloigner rapidement le CM de la BS.

Le paradigme choisi dans cette étude est celui de l'application d'une force au niveau du bassin (« waist-pull ») à l'aide d'un système mécanique externe, ici un moteur servo-contrôlé (voir Figure 21). L'effort étant appliqué au niveau du bassin, l'évolution de l'accélération du CM dépendra alors des propriétés du système passif (i.e. qui transmet l'effort) et des premières réactions du sujet. Si ce paradigme présente l'inconvénient de ne pas être très écologique car on est rarement poussé directement au niveau du bassin, il se rapproche d'une situation de bousculade et possède néanmoins de nombreux avantages :

- Il est moins coûteux qu'un paradigme en « mouvement de plateforme » sous les pieds mais probablement plus qu'un paradigme de « tether-release ».
- Il permet un excellent contrôle en force de la perturbation :
    - Possibilité de définir le profil souhaité (carré, trapézoïdal, etc) en paramétrant les différentes caractéristiques (intensité, durée, jerk, etc),
    - Une reproductibilité inter-sujet, intra-sujet et inter-essai excellente (voir plus bas Figure 26) lorsque les paramètres restent inchangés.

Description de la tâche

La tâche en elle-même consiste à rattraper son équilibre après avoir été perturbé de manière externe, involontaire et imprévisible. Le sujet est placé initialement en position debout « statique », comme pour le test CSRT. Il est équipé d'un harnais de sécurité relié au plafond, ajusté par l'expérimentateur pour, en cas de chute, éviter tout contact entre les genoux et le sol. Une perturbation (force contrôlée pendant une durée définie) est alors appliquée dans le plan transversal au niveau du bassin du sujet, via un système de câbles reliés au harnais d'un côté et à un servomoteur de l'autre. Trois directions de perturbation et deux profils temporels ont été testés dans un ordre aléatoire (voir ci-dessous description des perturbations utilisées). Un délai aléatoire, allant de 1 à 12 secondes, était ajouté entre le début de l'essai et le

déclenchement de la perturbation afin de limiter l'anticipation de la perturbation par le sujet.

Perturbations utilisées

Directions de perturbation : dans le plan transversal, parallèle au sol, trois directions ont été utilisées : une strictement antérieure (Antéro-Antérieure = AA) et deux antéro-latérales orientées de 30° vers la droite et la gauche par rapport à la première direction (Antérieure Droite = AD et Antérieure Gauche = AG) (voir Figure 22). Ces deux dernières ont été choisies et utilisées pour introduire de la variabilité dans les perturbations et ainsi limiter l'habituation des sujets. Les angles de 30° ont été choisis pour des raisons techniques, la salle d'expérimentation ne nous permettant pas de les augmenter.

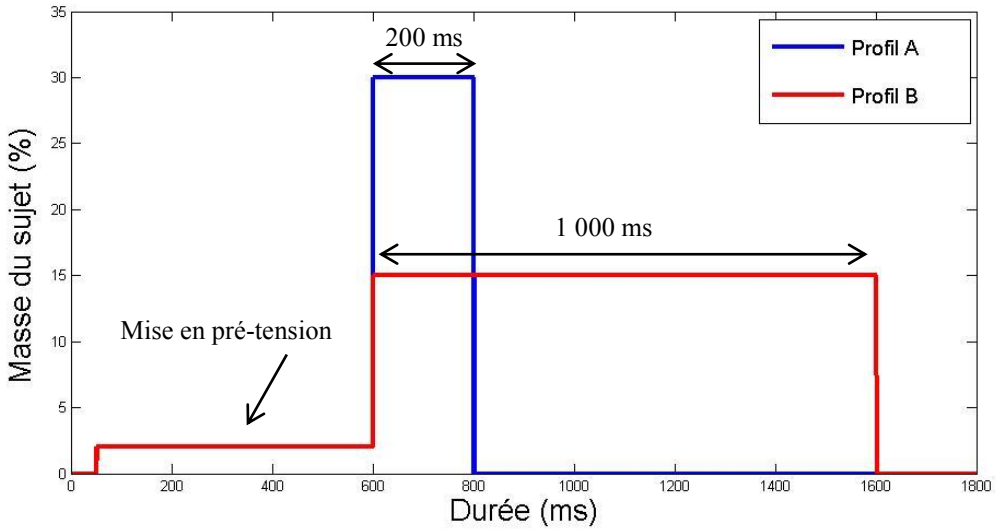


Figure 20 : Profils de perturbation théorique paramétrés pour le moteur et appliqués aux sujets lors des tests en pas protectif, selon leurs caractéristiques en durée et en effort. Le profil A (en bleu) correspond à la perturbation « courte » et le profil B (en rouge) correspond à la perturbation « longue ».

Profil temporel : Etant donné que la perturbation appliquée à l'individu influence clairement le contexte dans lequel le système se trouve et donc la réaction du sujet (Rogers et al., 2003), il convient de la présenter en détail. Les perturbations étaient calibrées pour adopter un profil théorique carré (voir Figure 20), paramétré en effort et en durée. Ainsi, nous contrôlions l'effort appliqué par le moteur qui développait seulement un effet d'accélération sur le sujet. A l'opposé d'un mouvement de plateforme, ce paradigme permet de stopper la mise en mouvement par le câble de manière instantanée, sans incidence sur la réponse du sujet. Les profils ont été paramétrés pour être suffisamment importants pour provoquer au moins un pas protectif. Les valeurs choisies sont issues d'un travail de Bariatinsky et al. (2013) qui utilisait le même paradigme expérimental et dont l'étude visait à déterminer un seuil

de déclenchement d'un pas chez des jeunes adultes (voir Figure 27). Ainsi, deux profils ont été retenus pour être appliqués, après une légère mise en tension du système (d'une force équivalente à 0,5 kg appliqués au bout du câble). Cette dernière permet d'éviter un effet d' « à-coup » lorsque la perturbation est développée. Les deux profils utilisés, décrit en Figure 20, sont les suivants :

- *Perturbation courte* (profil A) : d'une durée égale à 200 ms et une force appliquée correspondant à 28% de la masse du sujet.
- *Perturbation longue* (profil B) : d'une durée égale à 1 000 ms et une force appliquée correspondant à 15% de la masse du sujet.

Au total, les sujets ont dû répondre à six perturbations (3 directions x 2 profils), répétées plusieurs fois dans un ordre aléatoire. Les sujets jeunes effectuaient quatre essais par condition soit un total de 24 essais. Les sujets âgés ont effectué trois essais par condition soit un total de 18 essais.

Consignes données à l'individu

La consigne principale donnée au sujet était de « récupérer son équilibre le plus rapidement possible et que, si il y avait besoin de se déplacer, il fallait s'arrêter sur la plus petite distance possible ». Il n'était en aucun cas recommandé d'utiliser une quelconque stratégie de rattrapage. Les personnes étaient libres de choisir et donc d'utiliser celle(s) qu'elles souhaitaient. Cette consigne a été donnée afin que la tâche se rapproche de l'accomplissement d'une performance maximale puisque les contraintes de temps et de distance étaient prépondérantes. Néanmoins, la sécurité de la personne restait assurée car elle pouvait surpasser la consigne en cas de mise en danger. Il était aussi recommandé aux sujets de ne pas mettre leurs mains sur les câbles.

Dispositif utilisé pour générer la perturbation

Génération de l'effort de perturbation : l'effort de perturbation était généré par un servomoteur (Kollmorgen AKM52K, AC, CNR) servant originellement à contrôler des découpeurs laser (voir Figure 21). Ainsi, il possède une boucle d'asservissement en couple très précise et rapide. Grâce à cette précision, nous avons pu développer des efforts déterminés selon leurs profils définis. Les profils de perturbation ont été paramétrés à l'aide d'un programme composé sur le logiciel de contrôle du moteur. Il était également possible de récupérer le signal de sortie du moteur, que nous avons comparé à ce qui était mesuré par un capteur d'effort situé entre le harnais et les câbles. Ceci nous a permis de valider la bonne réalisation des profils par le moteur ainsi que son excellente reproductibilité. Enfin, nous avions équipé le dispositif d'un bouton d'arrêt d'urgence pour des raisons de sécurité.

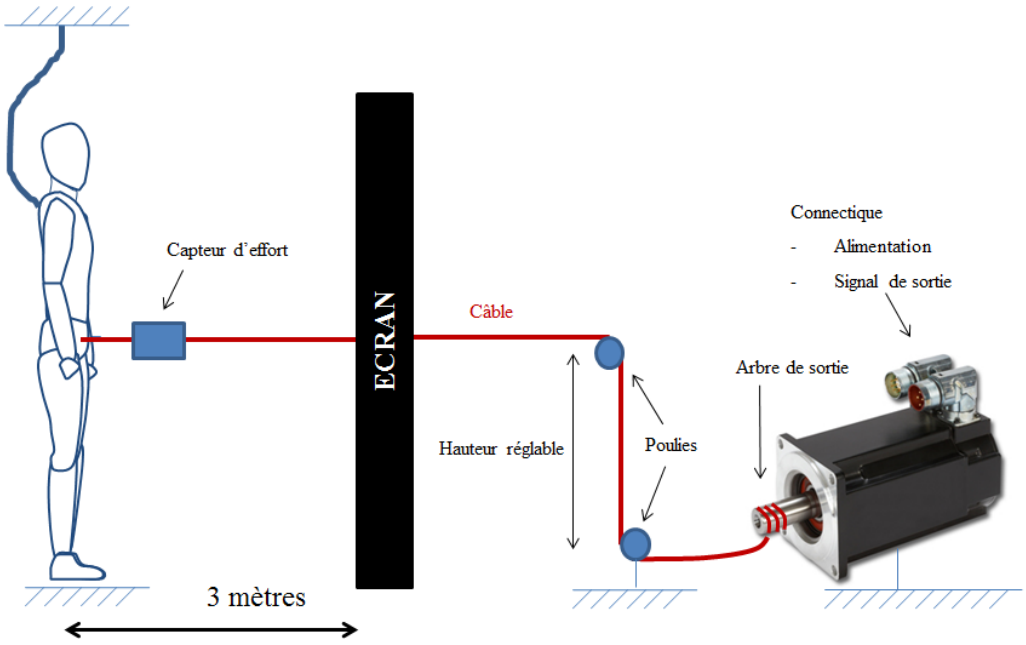


Figure 21 : Vue de profil du montage de perturbation utilisé pour développer la perturbation d'équilibre. A droite le moteur (source de l'image : www.kollmorgen.com) et le renvoi de poulies sont représentés. Le câble était directement enroulé autour de l'arbre de sortie et renvoyé selon un système de poulies jusqu'au niveau (réglable) du montage correspondant au bassin du sujet.

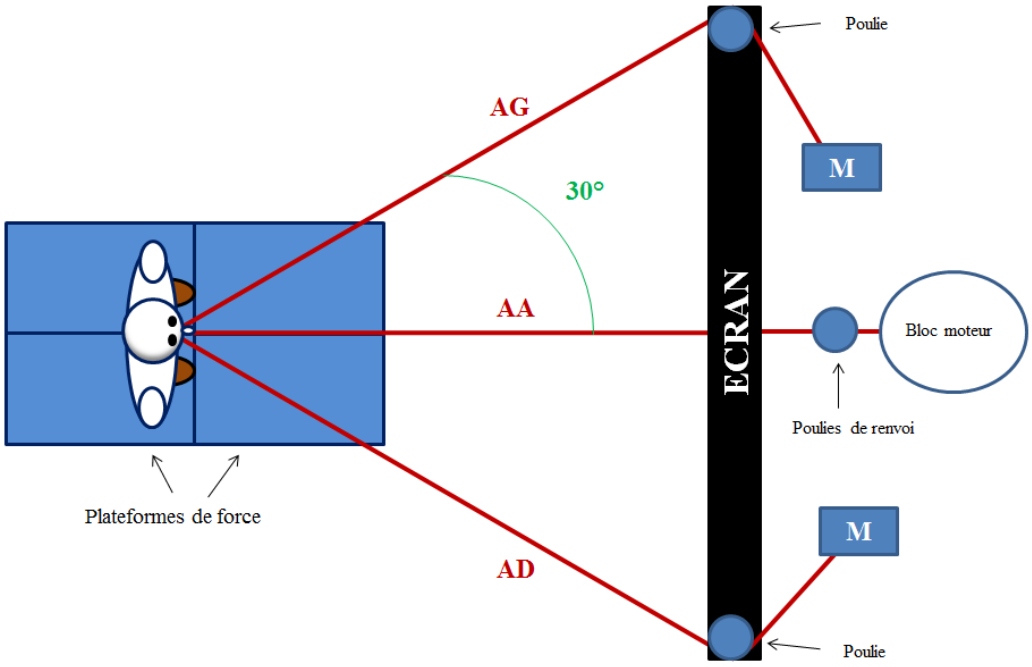


Figure 22 : Vue de dessus du montage de perturbation utilisé pour développer la perturbation d'équilibre. Les trois directions de perturbations sont représentées en rouge (AA, AD et AG), ainsi que les petites masses (M) qui permettaient de mettre les câbles non-utilisés durant l'essai en tension. Ici l'exemple est pour un essai dans la direction AA puisque ce câble est celui qui est relié au moteur.

Transmission de l'effort et effet de surprise du sujet : le harnais du sujet est relié à trois câbles, attachés au niveau du bassin (voir Figure 21, Figure 22 et Figure 23). Un système de poulies permet de placer ces câbles dans un plan horizontal et dans les trois directions souhaitées. Les câbles sont renvoyés derrière un écran opaque. Du côté de l'expérimentateur, les câbles sont équipés d'un mousqueton permettant de les relier soit à l'une des deux masses de 0,5 kg, suspendue environ 1 mètre au-dessus du sol, soit au servomoteur. Au début de chaque essai, un expérimentateur relie manuellement le câble correspondant à la direction de perturbation choisie au servomoteur et les deux autres aux masses. Le servo-moteur applique alors une pré-tension égale au poids de chaque masse. Le sujet se retrouve ainsi dans l'impossibilité de distinguer quel câble est relié au servomoteur et ainsi ne peut pas anticiper la direction de la perturbation.

Figure 23 : A gauche : vue de dos de la personne installée dans le montage de perturbation, en position initiale. On y voit le matériel de sécurité (harnais et câble relié au plafond) ainsi que l'écran blanc évitant au sujet de voir quel câble était relié au moteur. A droite : position finale après réalisation d'un pas protectif par un sujet jeune. Ce sujet a été tracté par le câble AD (distendu) et a effectué un pas avec la jambe gauche. Les marques blanches au sol (bande collante) permettaient de marquer la position initiale des pieds du sujet.

Déroulement des essais

Une fois la personne placée dans sa position de référence (marquée au sol par des bandes collantes, voir Figure 23), elle devait indiquer lorsqu'elle était prête. Un expérimentateur contrôlait la répartition des forces sous les pieds de l'individu (visualisation du vecteur de force mesuré par chaque plateforme), pour éviter que le sujet n'adopte une posture trop penchée en arrière, par anticipation de la perturbation. L'enregistrement ainsi que la perturbation étaient alors lancés simultanément. Après un délai aléatoire, le moteur appliquait la perturbation voulue (courte ou longue)

selon l'ordre – aléatoire – des directions et des profils déterminé pour chaque sujet (voir Fiche manip en Annexe pour exemple). Une fois que la personne avait totalement récupéré son équilibre, elle disposait de tout le temps qu'elle souhaitait pour se replacer dans sa position initiale. Afin de pallier tout risque, un expérimentateur se tenait toujours prêt à intervenir lors de chaque essai.

Mesures et matériel de mesure

Afin de mesurer la cinématique corporelle du sujet et obtenir (après traitement) le mouvement de son CM, les trajectoires des marqueurs ont été collectées grâce au système de capture du mouvement (voir § 3.2.3. pour la description). De plus, les personnes se tenant sur des plateformes de force, nous avons enregistré l'évolution temporelle des forces de réaction sous les pieds, avant, pendant et après l'exécution du pas de rattrapage. Enfin, un capteur de force (LCM 250-300 lb) était situé entre le sujet et le moteur, afin de contrôler a posteriori les efforts appliqués par la perturbation sur le sujet.

Perte liée au montage de perturbation

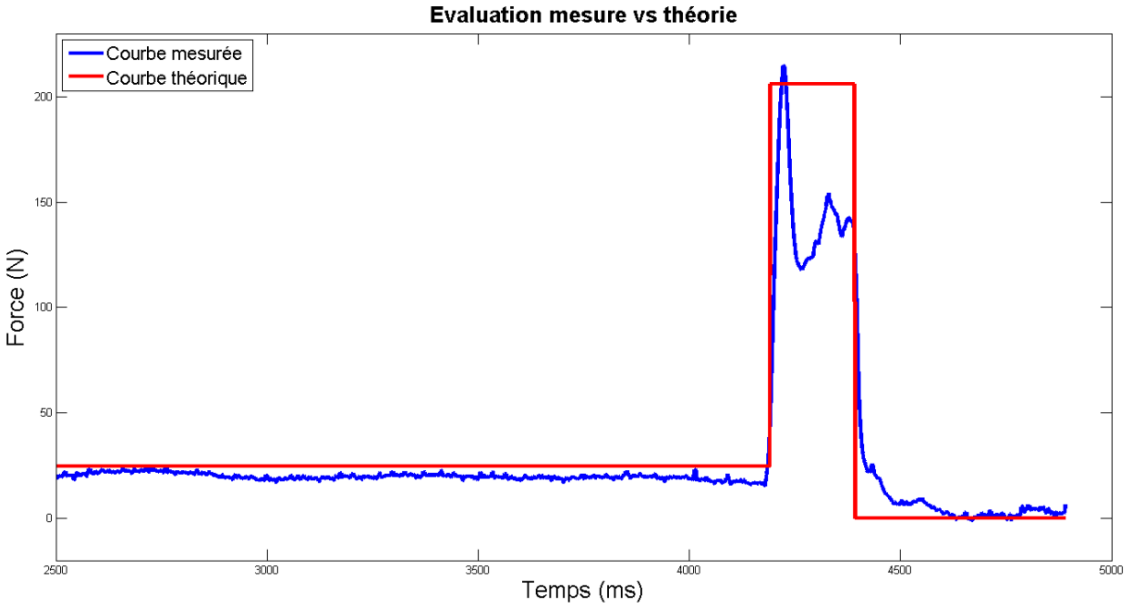


Figure 24 : Perte liée au montage sur une perturbation courte pour un sujet ayant une masse de 75 kg. Une intensité de 28% correspond ici à 206 N en théorie (courbe rouge). On remarque que la surface sous la courbe de force mesurée par le capteur (courbe bleue) est légèrement inférieure à la courbe théorique.

Le montage utilisé étant lourd et complexe, avec notamment un jeu de renvoi de l'effort par des poulies, une légère perte en force était à prévoir. Nous avons donc cherché à la quantifier pour établir exactement les caractéristiques des perturbations appliquées sur les sujets. L'effort reçu par le sujet au niveau de son bassin a été enregistré par un capteur d'effort situé entre le harnais et les câbles transmettant

l'effort de perturbation. Les valeurs mesurées par le capteur d'effort ont été ensuite comparées aux courbes théoriques (obtenues en sortie du moteur), afin de valider la qualité de fonctionnement du moteur et du montage.

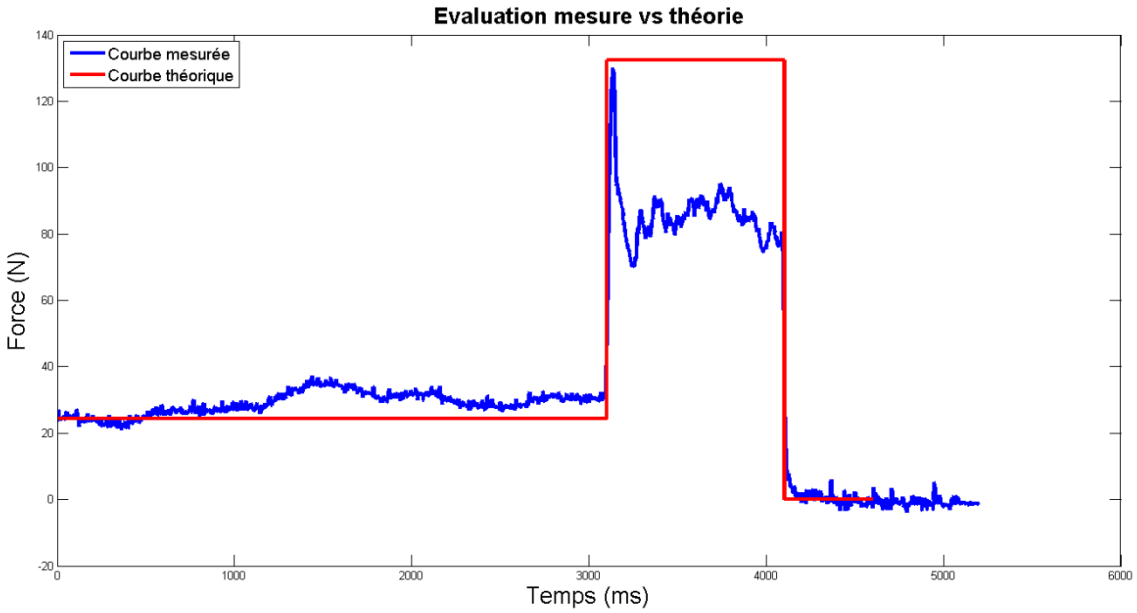


Figure 25 : Perte liée au montage sur une perturbation longue pour un sujet ayant une masse de 90 kg. Une intensité de 15% correspond ici à 132 N en théorie (courbe rouge). On remarque que la surface sous la courbe de force mesurée par le capteur est légèrement inférieure (courbe bleue) à celle sous la courbe théorique, avec l'apparition d'un plateau.

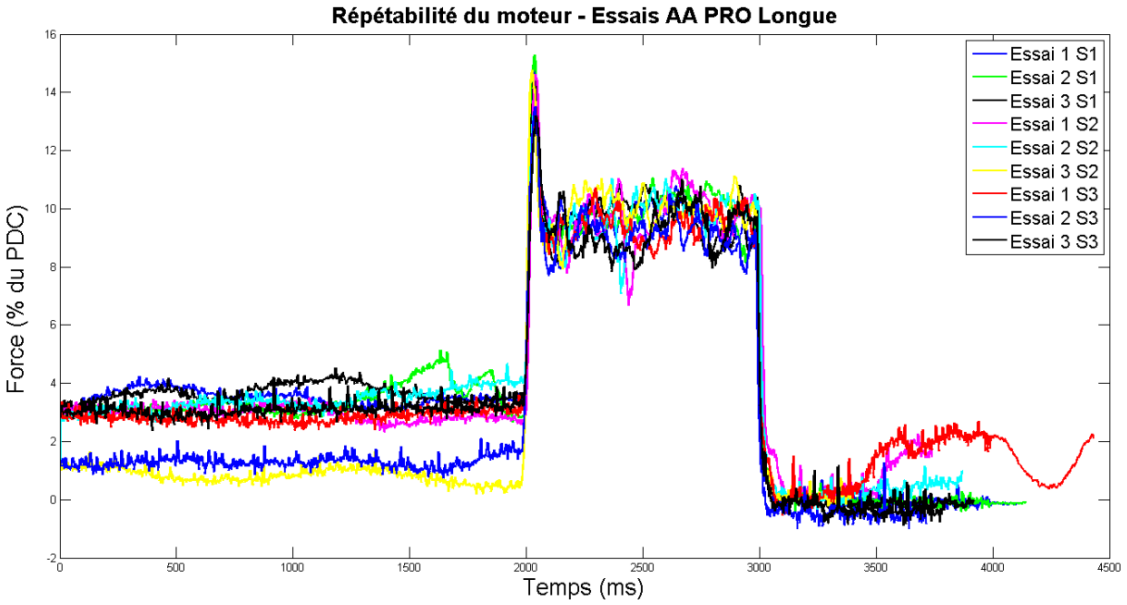


Figure 26 : Test de la répétabilité du moteur pour 3 sujets âgés (S1 à S3), lors de plusieurs essais réalisés dans la direction Antéro-Antérieure, suite à une perturbation Longue.

En mesurant les perturbations effectivement appliquées sur 3 sujets âgés lors de l'expérimentation (2 H, 1 F ; âge moyen 79 ±3,6 ans ; taille 1,64 ±0,04 m ; poids 73 ±18 kg) et 53 essais, nous avons pu quantifier que la perte d'effort appliqué liée au montage est :

- Pour la perturbation « courte » (Figure 24) : 32% de perte en moyenne ce qui correspond en réalité à l'application d'une force de 22,8% du poids du corps (PDC) pendant une durée de 200 ms,
- Pour la perturbation « longue » (Figure 25) : 37% de perte en moyenne ce qui correspond en réalité à l'application d'une force de 9,4% du PDC pendant une durée de 1000 ms.

Cependant, les écarts types restent très faibles avec 3,6% de la mesure en moyenne, ce qui nous permet de confirmer une excellente répétabilité intra et inter-sujet, pour le même type d'essai (voir Figure 26 pour un exemple).

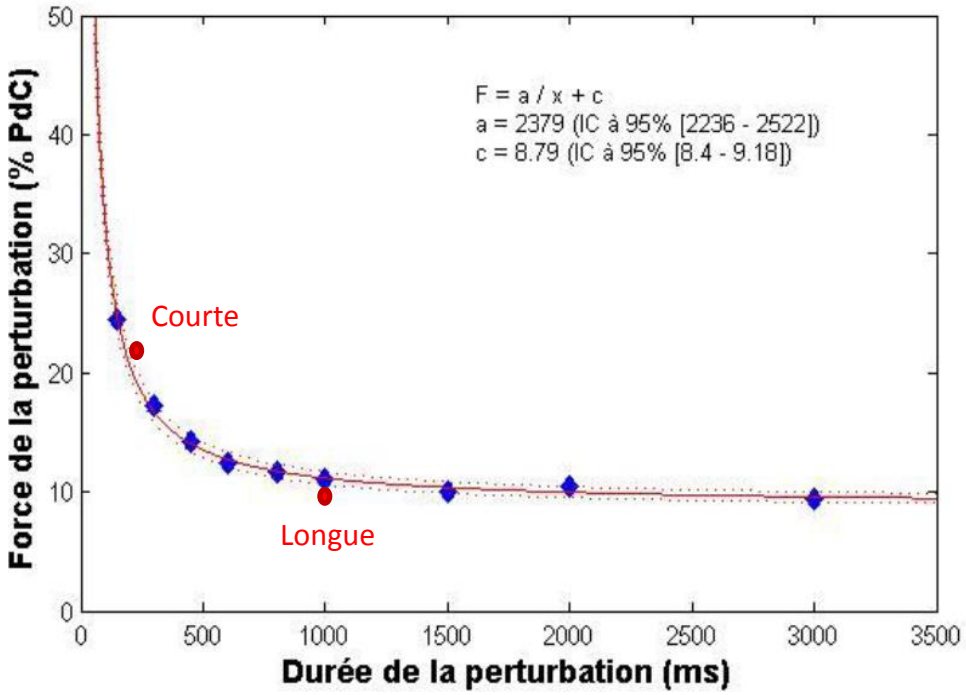


Figure 27 : Figure exprimant les perturbations à signal carré, paramétrées en force (ordonnée) et en durée (abscisse) atteignant le seuil de déclenchement (points bleus) d'un pas protectif pour une population de jeunes adultes, selon Bariatinski et al. (2013). Les points rouges correspondent aux deux perturbations réellement appliquées sur les sujets de notre étude.

Conclusion

Ainsi, nous pouvons d'abord conclure que la perte liée au montage de perturbation de l'équilibre entraîne une différence de force entre celle appliquée sur le sujet et celle développée par le moteur de plus de 30% et qui augmente avec la durée. De cette manière, nous avons pu établir les valeurs réelles de nos perturbations, et les replacer selon le graphique de seuil de déclenchement du pas établi par Bariatinsky et al., (2013) (voir Figure 27). Dans notre étude, les valeurs seuils mesurées (points rouges) correspondent à des rapports force-durée qui sont de l'ordre des seuils de déclenchement du pas des sujets jeunes. Les perturbations que nous avons appliquées ont néanmoins convenu, avec plus de 80% des essais provocant un pas protectif (voir Partie 4b). Ceci va dans le sens d'un seuil de déclenchement du pas protectif chez les âgés qui survient après un déplacement du CM plus court et suivant des perturbations plus faibles que chez les jeunes (Mille et al., 2003).

4. Deux populations évaluées

4.1. Groupe de personnes « jeunes »

Si la population âgée est bien la plus touchée par le phénomène de la chute, il n'en reste pas moins que recruter une population de personnes jeunes permet de répondre à plusieurs objectifs : 1) mettre en place et tester le paradigme expérimental destiné à évaluer les capacités d'équilibration des personnes âgées et 2) obtenir des données sur une population n'ayant aucune altération due à l'âge sur les systèmes biologiques afin d'établir un groupe « contrôle ». Ainsi, la population recrutée dans le cadre de la première campagne de mesure présente les caractéristiques suivantes :

Sexe	**Effectifs**	**Âge** (années)	**Taille** (m)	**Poids** (kg)	**Pied dominant**
Femmes	5	25.6 (1.3)	1.65 (0.03)	60.6 (3.2)	Droitières (3) Gauchères (2)
Hommes	7	24.4 (1.3)	1.72 (0.05)	71.6 (8.1)	Droitiers (3) Gauchers (4)
Global	12	24.83 (1.5)	1.70 (0.06)	68.2 (7)	Droitiers (6) Gauchers (6)

Tableau 5 : Valeurs moyennes (écarts types) caractérisant le groupe de personnes « jeunes ». Le pied dominant correspond au premier pied naturellement avancé lors d'un test de poussée dans le dos effectué par l'expérimentateur.

Pour être recrutées, les personnes « jeunes » avaient pour seul critère d'inclusion d'être majeures et âgées de 30 ans ou moins. Les critères d'exclusion étaient les suivants :

- Avoir des antécédents de problèmes médicaux (musculo-squelettiques, neurologiques),
- Suivre un traitement médicamenteux pouvant affecter la performance motrice.

4.2. Groupes de personnes « âgées »

Pour déterminer la capacité de différents tests à identifier le risque de chute ainsi que les variables prédictives de ce risque, nous avons recruté une population de personnes âgées, pour d'une part établir leurs capacités au moment présent, et d'autre part suivre l'évolution des chutes subies dans le futur. Afin d'identifier le risque de chute au moment présent, une comparaison entre deux groupes de personnes identifiées comme « chuteurs » et « non-chuteurs » est classiquement réalisée dans la littérature. Un nombre équivalent de non-chuteurs et de chuteurs, d'une moyenne d'âge statistiquement semblable ($p = 0.2048$ avec un T test), seront donc comparés. Pour suivre l'évolution des chutes, une procédure de suivi est engagée, et plus particulièrement auprès des personnes non-chuteuses qui feront malheureusement une chute après l'expérimentation. Une personne est généralement classifiée comme « âgée » lorsqu'elle atteint l'âge de 65 ans. Néanmoins, avec le vieillissement de la société et l'amélioration des conditions de vie, des personnes se trouvent encore dans une vie « active » à 65 ans. Aussi, nous avons choisi d'élever l'âge minimum des personnes recrutées à 70 ans. Ces deux informations (âge et groupe de chuteur) constituaient nos critères d'inclusion. Les critères d'exclusion, évalués lors d'une visite médicale réalisée par des médecins gériatres exerçant soit au sein des Hospices Civils de Lyon (HCL) à l'Hôpital Lyon Sud dans le service gériatrie du Pr Marc Bonnefoy, soit dans le cadre du Centre Régional de Prévention de Lyon (CRP), étaient les suivants :

- Une prise de psychotropes supérieure à 3 différents par jour,
- L'utilisation régulière d'une aide à la mobilité (béquilles, canne, ou autre),
- Une sévère dyspnée aux efforts légers,
- Une insuffisance cardiaque congestive (stade 3 ou supérieur selon la classification de la New York Heart Association, NYHA),
- Un traitement pour la maladie de Parkinson ou d'Alzheimer,
- Un score inférieur à 23 au Mini Mental State Examination (MMSE),
- Avoir contracté un Accident Vasculaire Cérébral (AVC) récemment (< 6 mois) et/ou ayant laissé des séquelles importantes,
- Avoir subi une chirurgie du membre inférieur < 6 mois,
- Avoir une acuité visuelle inférieure à 2 sur l'échelle de Monoyer,
- Se trouver dans un état de fragilité avancé (supérieur ou égal à 4 selon le phénotype de Fried et al. 2001).

Les personnes s'étant manifesté pour participer sont résumées dans le Tableau 6 :

Groupe	Effectifs
Personnes âgées ayant manifesté un intérêt pour participer	56
Personnes ayant passé une visite médicale d'inclusion	51
Personnes exclues à l'issue de la visite médicale	2
Personnes exclues pour une autre raison	2
Personnes inclues ayant réalisé l'ensemble des tests	47

Tableau 6 : Tableau récapitulatif des personnes ayant participé à l'étude, de quelque manière que ce soit

Dans cette étude, nous considérons qu'une chute est un évènement à l'issue duquel une personne se retrouve involontairement à un niveau inférieur au niveau initial. Cet évènement, qui a provoqué un impact, est consécutif à un déséquilibre (qui n'est pas la conséquence d'une situation impossible à rattraper ou d'une situation trop propice à la chute) et à un échec dans les actions de rattrapage de l'équilibre. Basé sur cette définition, la constitution des deux groupes intitulés « chuteurs » et « non-chuteurs » a été faite après entretien avec chaque personne, selon deux critères : 1) leur réponse à la question « avez-vous fait une chute dans l'année qui vient de s'écouler ? » et 2) si la réponse était « oui » après explication des circonstances de cette (ces) chute(s). Le médecin prenait ensuite seul la décision d'inclure la personne et de la placer dans un groupe. Ceci était reporté sur le cahier d'évaluation prévu à cet effet (voir Annexes). Les effectifs des deux groupes sont reportés dans le Tableau 7 :

Groupe	Effectifs (nb)	Âge (années)	Hommes (nb)	Femmes (nb)	Taille (m)	Poids (kg)	Pied dominant
« Non-chuteurs »	26	74.2 (3.9)	11	15	1.64 (0.09)	65.3 (11.9)	Droitiers (22) Gauchers (4)
« Chuteurs »	21	76 (3.9)	5	16	1.61 (0.1)	68.6 (12.2)	Droitiers (17) Gauchers (4)
Global	47	75 (3.9)	16	31	1.62 (0.1)	66.9 (12.1)	Droitiers (39) Gauchers (8)

Tableau 7 : Valeurs moyennes (écarts types) caractérisant le groupe de personnes « âgées », séparé en un sous-groupe de « non-chuteurs » et un sous-groupe de « chuteurs ». Le pied dominant correspond au premier pied naturellement avancé lors d'un test de poussée dans le dos effectué par l'expérimentateur.

4.3. Récapitulatif des tests réalisés par les sujets

Les sujets jeunes étant considérés comme n'étant pas touchés par de quelconques problèmes biologiques, ils n'ont pas réalisé les évaluations sensori-motrices ni les évaluations biomécaniques classiques proposées aux sujets âgés. Les tâches effectuées par chacun des deux groupes de sujets sont répertoriées dans le Tableau 8 :

Tâche	JEUNES	ÂGES
Pas volontaire	OUI	OUI
Pas protectif	OUI	OUI
TMT A & B	NON	OUI
BREF	NON	OUI
BESTest	NON	OUI
Posturographie	NON	OUI
Marche à vitesse spontanée	NON	OUI

Tableau 8 : Récapitulatif des tâches effectuées par chacun des deux groupes évalués dans cette étude

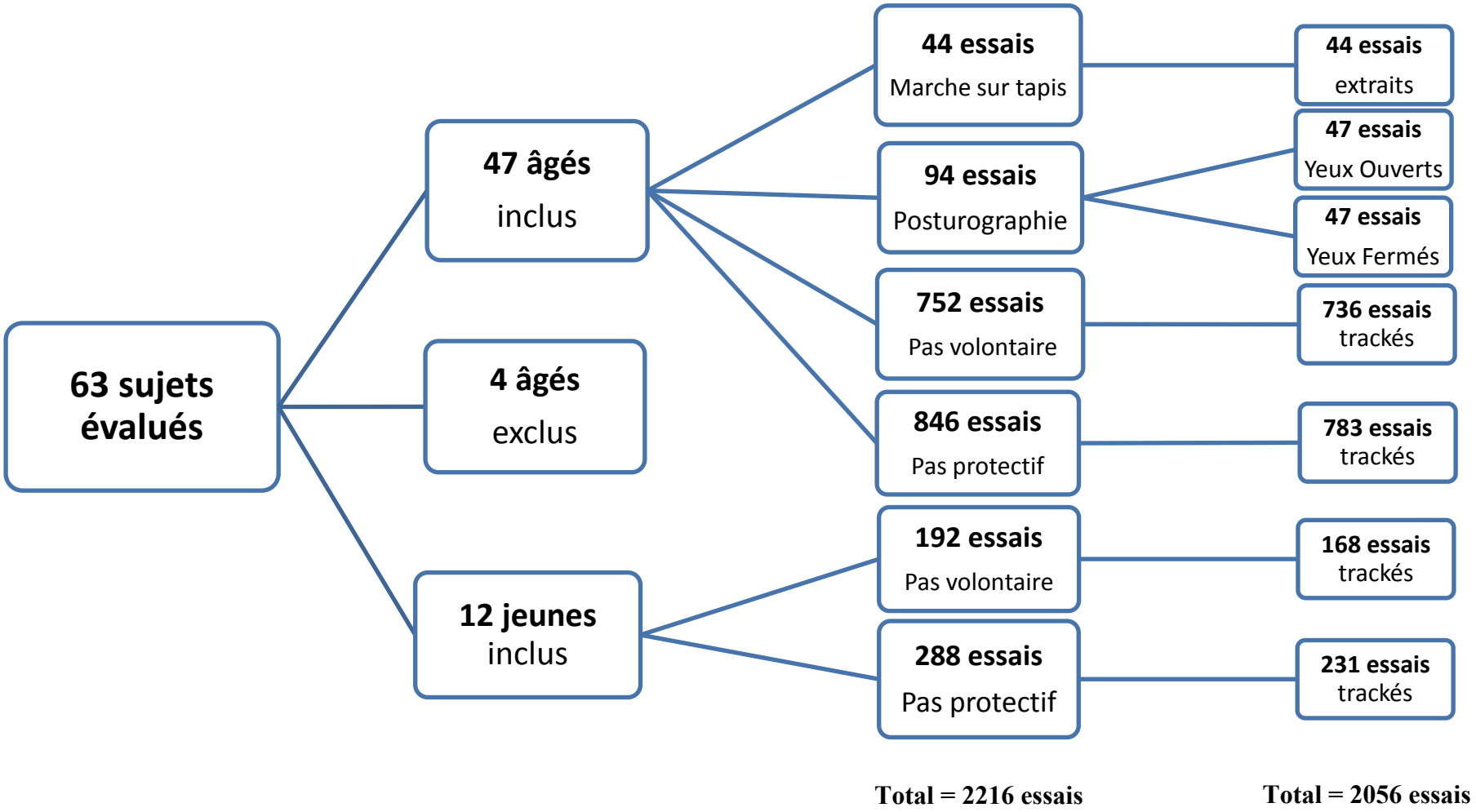
4.4. Informations complémentaires

Les informations qui étaient recueillies en plus des tests effectués lors de la visite médicale puis de l'évaluation biomécanique sont :

- L'âge (en années) et la date de naissance,
- Le genre (femme ou homme),
- Le poids (en kg),
- La taille (en mètres),
- Le niveau d'étude (en années avant ou après le certificat d'étude, le BEPC et/ou le baccalauréat),
- Le pied dominant (gauche ou droit), i.e. le pied qui était spontanément avancé le plus souvent en premier en réponse à une poussée dans le dos répétée trois fois,
- La longueur du pied (en mètres). Cette longueur correspond à la distance séparant le talon de l'orteil de plus long,
- La longueur du membre inférieur (en mètres). Cette longueur correspond à la distance verticale séparant le grand trochanter de la base du pied.

4.5. Bilan du recueil et du traitement des données

Figure 28 : Bilan des essais enregistrés et trackés pour les 63 sujets ayant participé aux expérimentations



Partie 3
Apport méthodologique : proposition d'un « marker set » réduit pour l'analyse de l'équilibre

1. Informations pratiques

1.1. Communication

Ce travail a été présenté en communication orale lors du XIV^{ème} congrès annuel de la SOFAMEA (Société Francophone d'Analyse du Mouvement chez l'Enfant et l'Adulte) qui s'est tenu à Genève, du 04/02/2015 au 06/02/2015, lors de la session « Développements Techniques et Modèles biomécaniques ».

1.2. Remarque quant à la rédaction de ce chapitre

Ce chapitre a été volontairement rédigé à la manière d'un article, indépendamment des autres chapitres de ce manuscrit, afin de faciliter la valorisation de cette étude. Des informations déjà fournies dans les chapitres précédents feront ainsi parfois l'objet de redites.

2. Introduction

Les chutes sont un problème de santé publique pour la population âgée qui touche au moins une personne sur trois (World Health Organisation, 2008). Elles surviennent dans des situations extrêmement différentes, provoquant des réactions complexes, dépendantes de ce contexte (Horak, 2006; Maki and McIlroy, 2006). La capacité d'une personne à se prémunir de la chute correspond alors aux actions « réactives » qu'elle peut mettre en place pour rétablir un état d'équilibre « stationnaire », faisant appel à sa capacité d'adaptation (Granacher et al., 2012). Notamment, lorsqu'une réaction engendre un changement de la configuration des appuis, un transfert du poids du corps inefficace a été identifié comme l'une des causes les plus fréquentes de la chute (Robinovitch et al., 2013). Or, la capacité d'adaptation réduit avec l'âge, augmentant le risque de chute des personnes âgées (Grabiner et al., 2008; Tinetti et al., 1988). Ainsi, il est important d'être en mesure d'évaluer facilement le comportement global des personnes âgées en situation de déséquilibre.

La position et la vitesse du centre de masse (CM) par rapport à la position et la possible modification de la base de support (BS) sont des critères indispensables pour la caractérisation de l'équilibre dynamique (Hof et al., 2005; Pai and Patton, 1997; Vallée et al., 2015; Winter, 1995). Particulièrement, la position du « CM extrapolé » ou XCOM (« eXtrapolated Center Of Mass ») est une information utile pour déterminer l'équilibre d'un individu et son risque de chute à un instant donné (Hof et al., 2005; Karamanidis et al., 2008). Son calcul est basé sur la trajectoire du CM. Si obtenir la position de la BS est plutôt simple, acquérir la cinématique du CM se révèle plus complexe car c'est un point virtuel, qui ne peut pas être suivi à l'aide d'un simple marqueur. L'évaluation de la position instantanée du CM requiert généralement d'utiliser une méthode segmentaire, où l'on suit la trajectoire de plusieurs marqueurs posés sur des points anatomiques (Cereatti et al., 2004; Van Sint Jan and Della Croce, 2005). Ces marqueurs permettent de construire des repères liés à chaque segment corporel. Ensuite, des valeurs de paramètres inertiels caractérisant la répartition des masses des différents segments corporels, issues de tables de régression permettent d'estimer la position de chaque CM segmentaire en 3D, soit dans le repère segmentaire approprié (Dumas et al., 2007), soit selon l'hypothèse qu'il se situe sur l'axe longitudinal de chaque segment (De Leva, 1996; Dempster, 1955; Pavol et al., 2002). Le CM du corps entier est ensuite calculé comme la somme des positions pondérées des CM segmentaires par les masses des différents segments du modèle représentant le sujet.

Cependant, estimer la position et l'orientation en 3D de l'ensemble des segments du corps peut s'avérer relativement lourd au niveau expérimental. En effet, il est nécessaire de suivre les déplacements de nombreux marqueurs pour estimer correctement l'orientation des différents segments (e.g. 50 marqueurs posés dans l'étude de Robert et al. (2007), 51 pour l'étude de Slawinski et al. (2010)). Le nombre exact dépend des hypothèses éventuellement faites sur les liaisons entre les segments et du degré de redondance que l'on souhaite pour améliorer la robustesse par rapport aux erreurs de mesure. Les contraintes de telles expérimentations sont qu'elles sont coûteuses en temps (pour le sujet, l'expérimentateur et les procédures de post-traitement) et une plus grande source d'erreurs (nombre de points anatomiques à identifier). Or, pour certains cas applicatifs (e.g. clinique, sport), ce degré de précision n'est pas toujours requis. De plus, la contrainte de réduire la durée des expérimentations biomécaniques est souvent importante (e.g. sujets très jeunes, très âgés, pathologiques, etc).

Ainsi, dans le cas de l'analyse de mouvements globaux, des études ont déjà proposé des méthodes de réduction du nombre de marqueurs pour estimer le mouvement du CM. Notamment, au cours de la marche, la méthode utilisant uniquement un marqueur apposé au niveau du Sacrum a révélé de bons résultats pour estimer le

déplacement du CM (Thirunarayan et al., 1996; Yang and Pai, 2014). Cependant, la position absolue du CM au cours du mouvement n'est pas rapportée. Une autre méthode, utilisant des masses ponctuelles appliquées directement sur les marqueurs, a également retenu notre attention (Forsell and Halvorsen, 2009). Cette méthode donne des résultats aussi satisfaisants que les méthodes par régression avec un nombre nettement réduit de marqueurs. Mais elle nécessite une phase d'identification des paramètres du modèle utilisés pour calculer le CM, i.e. une mesure au préalable du CM à l'aide d'une méthode de référence, qui doit être effectuée pour chaque nouveau type de mouvement ou à chaque fois qu'un nouveau type de sujet effectue le mouvement.

D'autres méthodes ont également permis de déterminer le déplacement du CM à l'aide de l'intégration des forces de réaction au sol (Bonnet et al., 2015; King and Zatsiorsky, 1997; Mapelli et al., 2014; Shimba, 1984). Elles font ressortir l'absence de *gold standard* pour l'estimation du CM. Les études les plus récentes ont utilisé cette méthode comme référence pour évaluer un modèle construit sur un nombre réduit de marqueurs (ou « marker set »). Elles montrent des résultats très encourageants, mais souffrent encore d'écarts de trajectoires globaux importants (Mapelli et al., 2014) ou nécessitent une longue méthode de calibrage (Bonnet et al., 2015).

Ainsi, l'objectif de cette étude est de proposer un modèle simplifié mais suffisamment précis, facilement utilisable et indépendant du type de mouvement. Ce modèle tente d'estimer le mieux possible la position du CM avec un minimum de marqueurs, lors d'une analyse du mouvement corps complet. Nous avons choisi d'utiliser une méthode segmentaire et de l'appliquer à différentes tâches où l'équilibre est mis en jeu, chez des personnes jeunes et âgées. L'estimation du CM par le biais de ce modèle doit engendrer une erreur significativement faible par rapport à une estimation avec un modèle de référence pour être considérée satisfaisante. De plus, le gain en termes de précision par rapport à un modèle d'estimation par un simple marqueur posé sur le sacrum devra être significatif, afin de justifier l'ajout de marqueurs. La finalité de ce modèle sera d'être capable de prédire correctement la trajectoire du CM ainsi que la position du XCOM par rapport à la position relative de la BS des sujets, ce qui nous renseignerait sur leur risque de chute.

3. Matériel et Méthodes

3.1. Protocole expérimental

3.1.1. Population

GROUPE	Nb	Femmes	Hommes	Âge (années)	Taille (cm)	Poids (kg)
Jeunes	12	5	7	24,8 (1,5)	170 (6)	68,2 (7)
Âgés	12	6	6	76,1 (4,44)	166 (11)	73,5 (13,02)

Tableau 9 : Données anthropométriques moyennes (écarts type) des sujets

Vingt-quatre sujets adultes sains, répartis en deux groupes d'âge d'anthropométries relativement comparables, ont été sollicités pour cette étude. Un ensemble de douze sujets compose chacun des deux groupes (« jeune » et « âgé »), comprenant chacun six femmes et six hommes. Les sujets jeunes sont des étudiants et ont été recrutés sur le simple critère qu'ils étaient majeurs et âgés de moins de 30 ans. Les sujets âgés devaient être âgés de 70 ans révolus lors de leur passage et présenter une bonne santé générale, évaluée lors d'une visite médicale. Ils devaient notamment ne pas présenter de troubles musculo-squelettiques ou neurologiques importants. Cette étude a été autorisée par le CPP Sud Est Lyon III.

3.1.2. Matériel utilisé

Les sujets se tenaient sur 4 plateformes de force (Bertec®) qui ont permis d'enregistrer les efforts entre les pieds et le sol. Ils étaient également équipés de 48 marqueurs rétro-réfléchissants passifs dont les trajectoires ont été acquises par 8 caméras (Motion Analysis®, Santa Rosa, CA, USA). Ces marqueurs ont été posés par palpation sur des points anatomiques précis (voir Figure 29 et Tableau 10). L'ensemble de ces marqueurs devait permettre une reconstruction du corps complet par un modèle utilisant une technique 3D d'estimation du CM (Dumas et al., 2007). Les trajectoires des marqueurs ont été filtrées à une fréquence de 6 Hz à l'aide d'un filtre Butterworth à double passe pour éviter un déphasage. Les différents modèles utilisés ont été construits à l'aide du logiciel Matlab®.

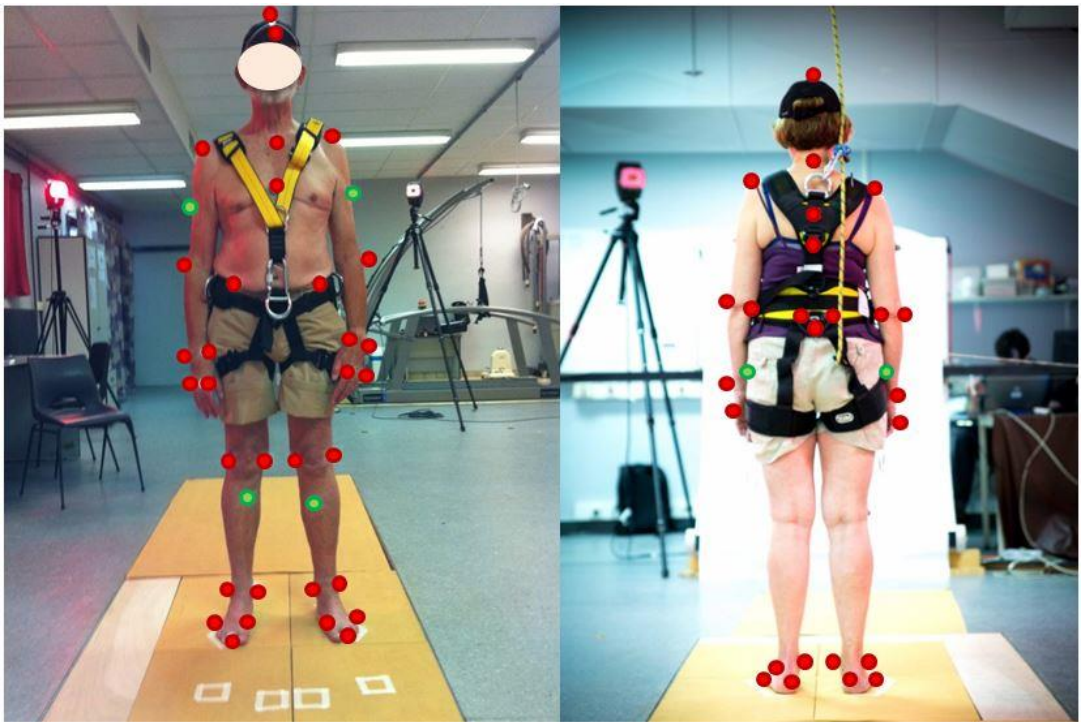


Figure 29 : Vue de face (à gauche) et de dos (à droite) de deux sujets âgés équipés du marker set complet. Les points rouges représentent les marqueurs utilisés pour constituer le marker set de référence, les points verts sont les marqueurs « techniques » apposés en plus sur les sujets.

Segment	Marqueurs	Total
Tête-cou	Vertex, Selion	2
Thorax	7ème cervicale, Incisure Jugulaire, Acromions (D & G), 8e thoracique	5
Abdomen	12e thoracique, Processus Xiphoïde	2
Bassin	Sacrum, Epines Antérieures (D & G), Epines postérieures (D & G)	5
Bras (x 2)	Epicondyle latéral, Epicondyle médial, Deltoïde	3 (x 2)
Avant-bras (x 2)	Styloïde radial, Styloïde ulnaire	2 (x 2)
Main (x 2)	2e métacarpe, 5e métacarpe	2 (x 2)
Cuisse (x 2)	Epicondyle latéral, Epicondyle médial Grand Trochanter	3 (x 2)
Jambe (x 2)	Malléole latérale, Malléole médiale Tibia	3 (x 2)
Pied (x 2)	Calcanéum, 1e métatarsien, 5e métatarsien, Extrémité 2e orteil	4 (x 2)
16	**TOTAL**	**48**

Tableau 10 : Positionnement des différents marqueurs sur les sujets lors de l'expérimentation biomécanique. Les marqueurs surlignés en vert (au nombre de 6) correspondent aux marqueurs « techniques » qui ne seront pas utilisés pour la modélisation. Les autres constituent le « marker set » de référence (Dumas et al., 2007).

3.1.3. Mouvements réalisés par les sujets

Les sujets ont réalisé successivement trois mouvements mettant en jeu leur équilibre de manière différente. La première condition (C1) consistait pour le sujet à maintenir sa posture debout, en restant immobile pendant 25 secondes (Le Clair and Riach, 1996). Ensuite, au cours de la seconde condition (C2), le sujet devait « marcher à sa vitesse habituelle » en ligne droite sur huit mètres. Cette condition d'équilibre « stationnaire » permettait de se distinguer de la troisième et dernière condition (C3) qui correspondait à une situation d'équilibre « réactif » (Granacher et al., 2012). Dans la condition C3, le sujet était soumis à une perturbation de son équilibre induite par un montage de type « waist-pull » à l'aide d'un moteur (Pidcoe and Rogers, 1998). Ce paradigme était paramétré pour exercer une tension horizontale au niveau des épines iliaques antéro-supérieures et provoquer au moins un pas rattrapage. Les caractéristiques de la perturbation appliquée sont les suivantes : un signal carré dont l'intensité du plateau était calibrée en force et égale à 23% du poids du sujet, appliqué pendant une durée de 200 ms. La perturbation était appliquée dans une direction strictement antéropostérieure, après une durée aléatoire de 1 à 12 secondes. La consigne donnée était de « rattraper son équilibre le plus rapidement possible, et s'il y avait besoin de se déplacer, sur la plus courte distance possible ». Le sujet était équipé d'un harnais pour des raisons de sécurité et n'avait aucun moyen de se rattraper avec les mains. La seule stratégie de « changement de support » (Maki and McIlroy, 1997) à sa disposition était celle de faire un pas.

3.2. Modélisation

3.2.1. Définition du terme « marker set »

Le terme « marker set » sera ici employé pour désigner l'ensemble des marqueurs rétro-réfléchissants passifs posés sur le sujet et qui sont utilisés pour reconstruire l'un des modèles d'estimation de la trajectoire du CM.

3.2.2. Trois modèles d'estimation de la trajectoire du CM comparés

Modèle de référence (Dumas et al., 2007)

Le modèle que nous qualifierons « de référence » dans cette étude est un modèle corps entier qui a été développé au sein du laboratoire et publié en 2007. Il nécessite d'utiliser un marker set composé de 42 marqueurs pour reconstruire un modèle à 16 segments (voir Tableau 10). Ce modèle est construit sur plusieurs hypothèses. Premièrement, plusieurs centres articulaires (hanches, épaules, thorax et bassin) sont calculés par régression à l'aide de la méthode de Reed et al. (1999) modifiée par

Dumas et al. (2007) ; les autres centres étant considérés comme le point milieu entre les deux marqueurs entourant l'articulation. Ensuite, les CM segmentaires sont déterminés en 3D dans le repère segmentaire concerné. Enfin, Les propriétés inertielles (masse, longueur et rayons de giration de chaque segment) sont obtenues en fonction de la masse totale du sujet et de la longueur des segments, à partir de régressions statistiques basées sur des mesures expérimentales. Sa validité a déjà été éprouvée avec succès dans la littérature (Robert et al., 2007). A partir des marqueurs utilisés dans ce modèle, nous construisons deux autres modèles.

Modèle simplifié proposé (Tisserand et al., 2015b)

Le modèle « simplifié » est un modèle où seulement 13 marqueurs constituent le marker set afin de reconstruire 9 segments (voir Figure 30 et Tableau 11). Il est également nécessaire pour utiliser ce modèle de connaître la taille et la masse totale du sujet. Ensuite, le modèle est construit selon plusieurs hypothèses. Les centres des hanches sont calculés par régression à partir des 3 marqueurs posés sur le bassin et considérés comme les points proximaux des segments cuisses (Dumas et al., 2007). Les marqueurs de la chaîne externe (i.e. placés sur les faces latérales des segments) sont considérés à la fois comme les points proximaux et/ou distaux des segments et comme des centres articulaires (épaules, coudes, genoux, chevilles). Ils sont aussi utilisés pour déterminer les longueurs des segments (longueur = distance entre point proximal et point distal). Ceci permet de réduire considérablement le nombre de marqueurs. Ces marqueurs ont aussi été choisis parce qu'ils sont ceux que l'on perd le moins souvent lors de la capture de mouvement. Les CM segmentaires sont considérés comme étant situés sur les axes longitudinaux des segments, à un certain pourcentage de leurs longueurs. Les pourcentages utilisés sont issus d'une table de régression utilisant cette méthode (De Leva, 1996). Enfin, nous avons choisi d'intégrer les segments distaux (mains, pieds et tête) à leurs segments proximaux respectifs (avant-bras, jambes et tronc). Le CM de chacun de ces segments globaux a été calculé selon un ratio dépendant de la longueur du segment proximal correspondant (respectivement avant-bras, tronc et jambes), grâce à trois tables de régression issues de la littérature (De Leva, 1996; Dumas et al., 2007; Winter, 1990). Cette méthode implique trois étapes :

Exprimer la longueur du segment distal en fonction de celle du segment proximal

Tout d'abord, nous savons qu'à l'aide de la table de régression de Winter (1990), la longueur de chaque segment peut être exprimée par un pourcentage de la taille totale du sujet :

$$L_{Segment} = Taille\ sujet\ .\ c_{Segment} \quad (1)$$

Où $L_{Segment}$ représente la longueur du segment à évaluer et $c_{Segment}$ correspond au pourcentage de la taille totale du sujet attribuée à ce segment.

Ensuite, à l'aide de l'équation (1), nous pouvons exprimer la longueur du segment distal en fonction de la longueur de son segment proximal :

$$L_{SegD} = \frac{c_{SegD}}{c_{SegP}} . L_{SegP} \quad (2)$$

Où c_{SegD} et c_{SegP} correspondent aux pourcentages de la taille totale du sujet pour déterminer respectivement la longueur du segment distal et du segment proximal.

Placer le CM du segment distal sur l'axe longitudinal

L'axe longitudinal du segment distal est considéré coïncidant avec l'axe longitudinal du segment proximal. Ainsi, selon la table de De Leva (1996), le CM segmentaire se situe à un pourcentage de la longueur du segment considéré, sur son axe longitudinal :

$$CM_{SegD} = a . L_{SegD} \quad (3)$$

Où a correspond au pourcentage de la longueur, donné par la table, du segment et L_{SegD} a été calculé à l'équation (2).

Calculer le CM du segment global selon l'équation du barycentre

$$CM_{SegG} = \frac{(m_{SegD} * CM_{SegD}) + (m_{SegP} * CM_{SegP})}{m_{SegD} + m_{SegP}} \quad (4)$$

Où les masses m sont directement issues des tables de Dumas et al. (2007) et correspondent chacune à un pourcentage de la masse globale du sujet. L'équation (4) est donc utilisée pour calculer les CM des segments globaux.

Segment	Marqueurs utilisés	Total
TTB (Tête + Thorax + Bassin)	Acromions droit et gauche (AD & AG) Epines Iliaques Antérieures (EAD & EAG) Centre des Epines Iliaques Postérieures	5
Bras (x 2)	Epicondyle latéral (EL)	1 (x 2)
Avant-bras + main (x 2)	Styloïde radial (SR)	1 (x 2)
Cuisse (x 2)	Epicondyle fémoral latéral (EFL)	1 (x 2)
Jambe + pied (x 2)	Malléole latérale (ML)	1 (x 2)
9	**TOTAL**	**13**

Tableau 11 : Marker set utilisé pour construire le modèle « simplifié » (Tisserand et al., 2015b)

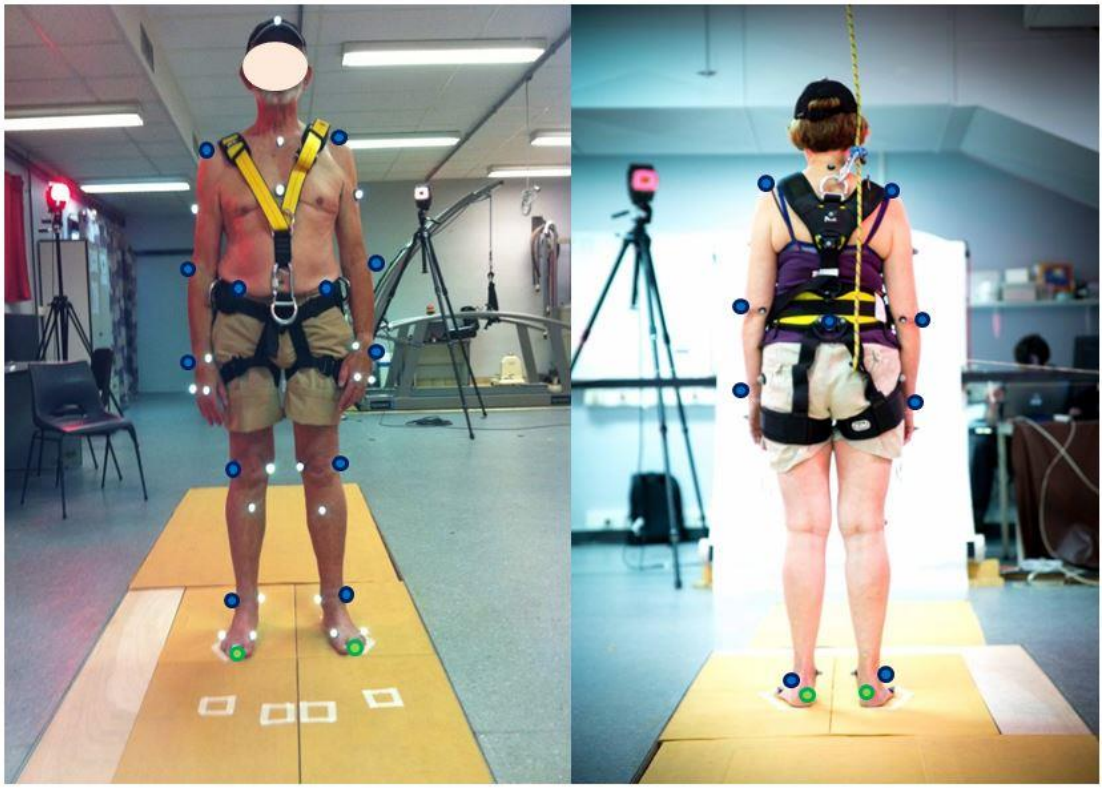


Figure 30 : Vue de face (à gauche) et de dos (à droite) de deux sujets âgés équipés des marqueurs. Les points bleus représentent les marqueurs utilisés pour constituer le marker set simplifié, les points verts sont les marqueurs recommandés pour suivre la position et l'évolution de la BS.

Pour l'analyse de tâches d'équilibre, nous recommandons d'ajouter 4 marqueurs, 2 sur chaque pied (calcanéum et 5ème métatarse), afin d'obtenir la position – et si nécessaire l'évolution – de la BS.

Modèle réductionniste sacrum (Yang and Pai, 2014)

Le modèle « sacrum » est une modélisation extrêmement simple qui permet d'estimer correctement la trajectoire du CM au cours de la marche. La trajectoire du CM est considérée comme étant celle d'un marqueur posé sur le sacrum. Cependant, le sacrum ne coïncidant pas avec le CM (en position absolue), nous obtenons la position du CM en ajoutant un offset correspondant à l'écart moyen entre le CM et le sacrum (170 mm en AP, 20 mm en ML et 30 mm en V selon Yang and Pai, 2014).

3.3. Analyse des données

3.3.1. Variables extraites

Les données acquises par les caméras, exprimées dans le repère global, et les trois modélisations permettent, dans chaque cas, d'estimer en 3D la position absolue à chaque instant et le déplacement du CM du corps.

Ensuite, la position du XCOM est calculée, dans le plan sagittal, à l'aide de l'équation suivante (Hof et al., 2005) :

$$XCOM(t) = x_{proj}(t) + \frac{\dot{x_{proj}}(t)}{\omega_0}, \qquad \omega_0 = \sqrt{\frac{g}{l}} \tag{5}$$

Où x_{proj}et $\dot{x_{proj}}$ correspondent respectivement aux composantes antéropostérieures de la position et de la vitesse du CM global du corps, g est l'accélération de la pesanteur (i.e. 9.81 m.s^{-2}) et l est la longueur (constante) du pendule inverse représentant le corps (i.e. la longueur reliant le centre de la cheville au CM en position initiale). La vitesse du CM est calculée en dérivant une fois l'ensemble des positions obtenues, puis filtrée à 6 Hz à l'aide d'un filtre de type Butterworth sans déphasage.

Pour comparer les prédictions des différents modèles, nous extrayons deux variables principales :

- *L'écart moyen entre les trajectoires du CM* (ou du XCOM) estimées par deux modèles différents. Selon les analyses, nous considérerons une composante (selon l'axe antéropostérieur dans l'équation 6), ou les trois composantes (Equation 7) de position du CM :

$$\Delta_{AP}^{T} = \frac{1}{p}\sum_{i=1}^{p}\sqrt{\left(x_{R_i} - x_{T_i}\right)^2} \tag{6}$$

$$\Delta_{3D}^{T} = \frac{1}{p}\sum_{i=1}^{p}\sqrt{\left(x_{R_i} - x_{T_i}\right)^2 + \left(y_{R_i} - y_{T_i}\right)^2 + \left(z_{R_i} - z_{T_i}\right)^2} \tag{7}$$

Où p correspond au nombre d'images enregistrées lors de l'une des trois conditions de mouvement, l'indice R aux données relatives au modèle de référence, l'indice T aux données relatives au modèle simplificateur testé (simplifié ou sacrum). x, y et z représentent respectivement les axes antéropostérieur, médiolatéral et vertical. Dans le cas du XCOM, seules les composantes antéropostérieures seront utilisées.

- *La corrélation entre les coordonnées du CM* (ou du XCOM) estimées par deux modèles différents (méthode de Yang and Pai., 2014). Si les déplacements du CM (ou XCOM) estimés avec les deux modèles sont comparables, nous devrions obtenir une corrélation très forte avec une droite de régression dont la pente s'approche de 1. Dans ce cas, l'ordonnée à l'origine de cette droite peut être interprétée comme un offset constant entre les positions du CM. Cette analyse n'est menée que dans les conditions C2 et C3 où les déplacements du COM (ou du XCOM) sont significatifs.

3.3.2. Evaluation des résultats

Pour évaluer la qualité des modèles utilisés, nous nous basons sur l'erreur d'estimation qu'ils font par rapport à un modèle de référence. Selon la littérature, nous avons constaté que la qualité de prédiction du CM du modèle de référence utilisé était de 17 mm (Robert et al., 2007). Nous savons que les artefacts de tissus mous engendrent une erreur de l'ordre de 10 mm (Cappozzo et al., 1996). Enfin, l'ordre de grandeur de l'erreur de pose des marqueurs selon une technique de palpation par un expérimentateur, aussi expert soit-il, est évaluée entre 15 et 20 mm (Baker, 2006). Ainsi, nous estimons que si l'erreur RMS (« Root Mean Square ») entre les trajectoires issues des deux modèles comparés est inférieure ou égale à 15 mm en position par rapport au modèle de référence, alors elle sera identifiée comme acceptable.

3.3.3. Statistiques

Les écarts Δ^T sont des variables numériques ne suivant pas une loi normale (selon un test de Shapiro-Wilk). Nous effectuons alors un test non-paramétrique de type Kruskal-Wallis. Un $p < 0.01$ à ce test sera considéré comme significatif.

Les coefficients de corrélation entre les coordonnées du CM (ou du XCOM) estimées par les deux modèles comparés étant probablement élevés, nous considérerons le coefficient de corrélation comme significatif seulement si le test renvoie un $p < 0.01$. Nous analyserons également la pente de la droite de régression.

4. Résultats

Pour la suite de ce chapitre, les termes « REF », « SIMP » et « SAC » seront employés. REF correspond au modèle de référence, SIMP au modèle simplifié et SAC au modèle sacrum. Ces trois modèles ont été décrits avec précision au § 3.2.2.

4.1. Observation des trajectoires du CM

Lorsque nous observons la trajectoire du CM global, e.g. selon l'axe vertical (voir Figure 31), nous constatons que le modèle SAC permet de correctement prédire le pattern de déplacement du CM avec ses oscillations caractéristiques. Cependant, des écarts apparaissent et se traduisent dans l'évaluation des écarts moyens entre les courbes (Δ_{3D}^{SAC}, voir

Figure 35). Nous remarquons ici que la trajectoire estimée avec le modèle SAC ne correspond pas parfaitement avec celle de REF durant la totalité de l'essai. En revanche, malgré quelques légers écarts lors des amplitudes maximales, la trajectoire obtenue à l'aide du modèle SIMP recouvre quasi-parfaitement celle du modèle REF.

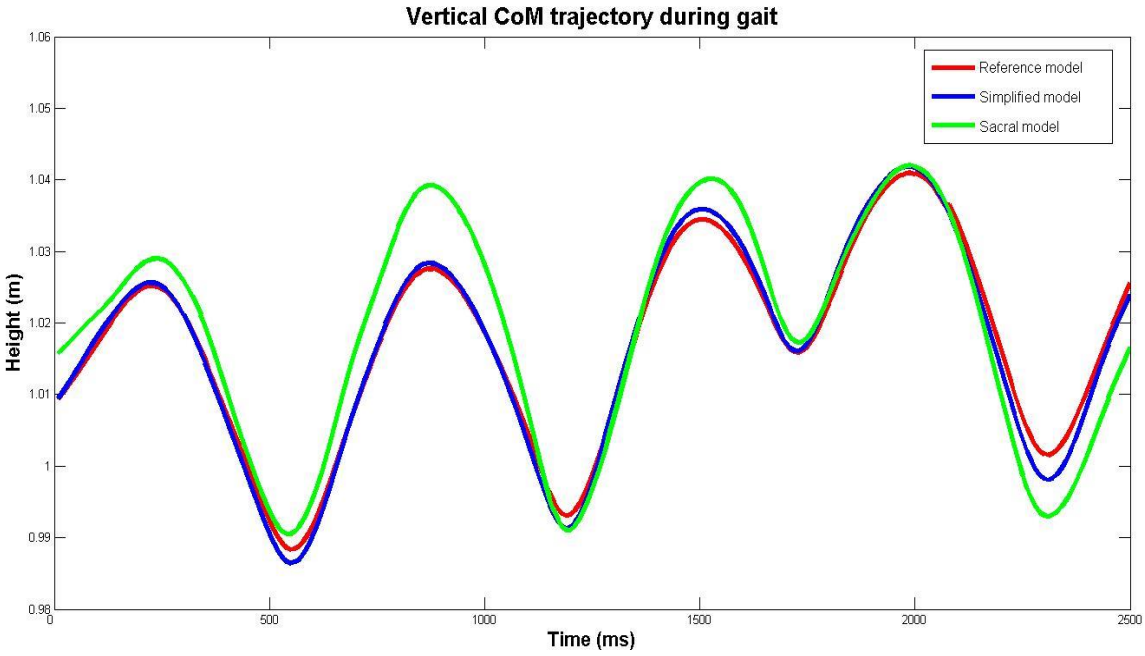


Figure 31 : Exemple d'estimation de la trajectoire du CM selon l'axe vertical, durant la condition C2 pour un sujet. La trajectoire de REF est tracée en rouge. La trajectoire obtenue avec le modèle SIMP est tracée en bleu. La trajectoire obtenue à l'aide du marqueur SAC est tracée en vert.

4.2. Comparaison des trajectoires moyennes (conditions C2 et C3)

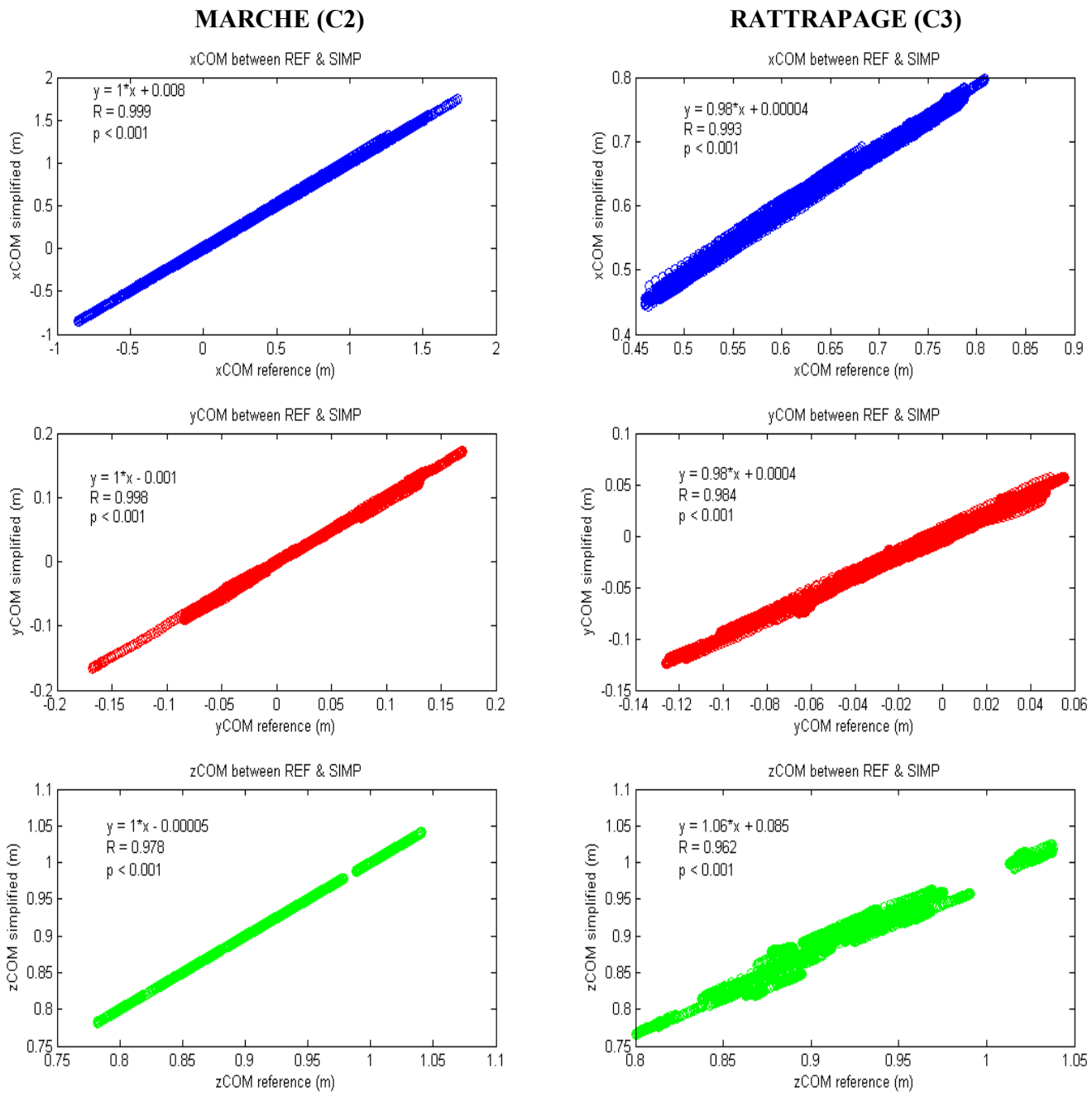


Figure 32 : Corrélations linéaires entre le CM calculé à l'aide du set de référence (REF) et le CM calculé à l'aide du set simplifié (SIMP) pour les 3 axes de l'espace (AP en bleu, ML en rouge et V en vert). Les graphiques à gauche représentent la condition C2 et à droite la condition C3. xCOM correspond à la coordonnée du CM sur l'axe $\vec{X}$ (AP), yCOM à la coordonnée du CM sur l'axe $\vec{Y}$ (ML) et zCOM à la coordonnée du CM sur l'axe $\vec{Z}$ (V).

En observant les coefficients de corrélation sur les trois axes, nous constatons que quels que soient l'axe et le mouvement considérés, le déplacement du CM obtenu avec le modèle SIMP est corrélé de façon linéaire à celui du modèle REF, et que la pente de la droite de régression linéaire est extrêmement proche de 1. De plus, les coefficients de corrélation (R^2) obtenus entre ces deux modèles sont tous très élevés, i.e. supérieurs à 0.96 (voir Figure 32). Enfin, les valeurs des constantes de la relation de régression linéaire sont proches de 0. Ces résultats tendent à montrer que le modèle SIMP prédit sensiblement les mêmes positions du CM que le modèle REF.

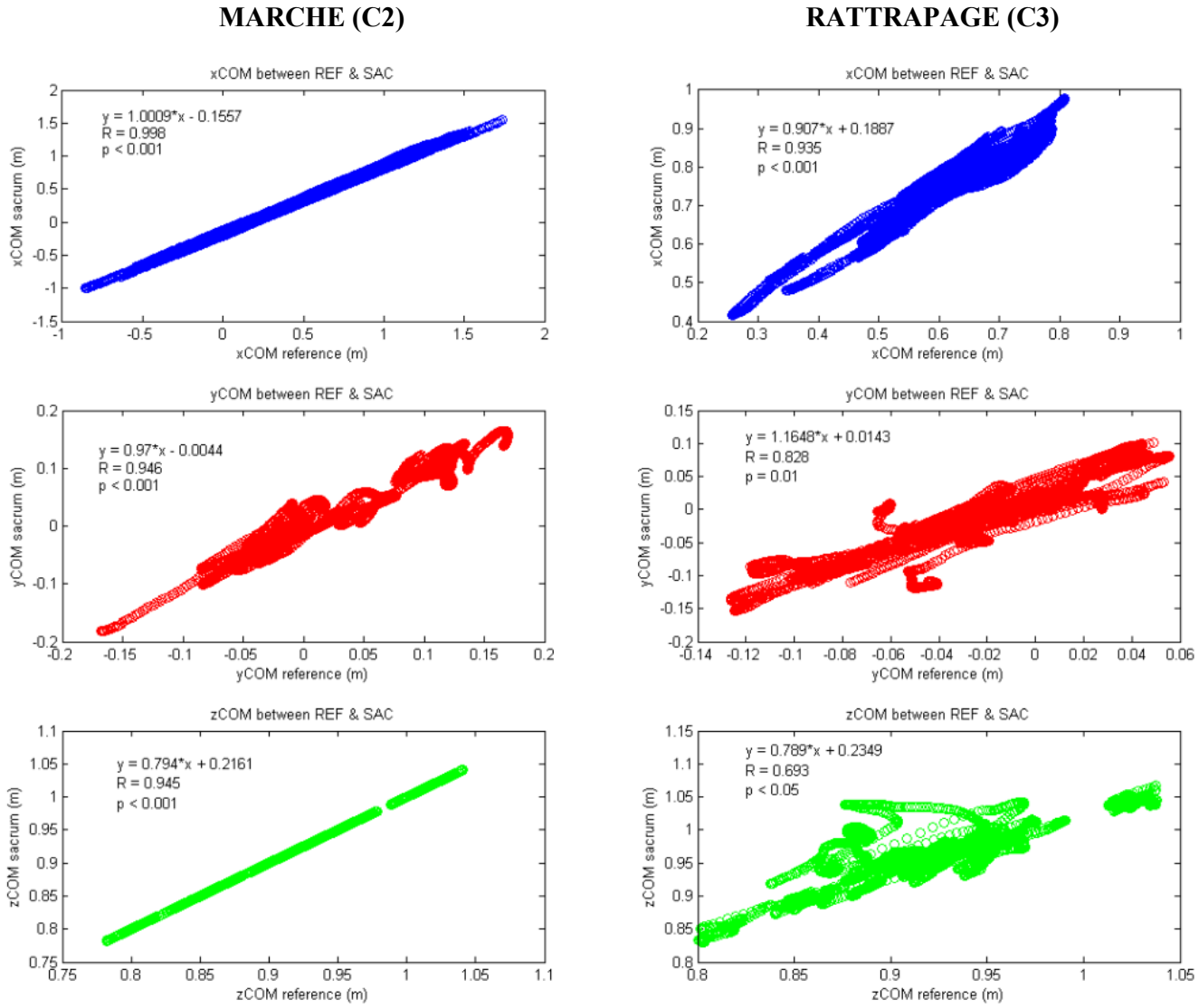


Figure 33 : Corrélations linéaires entre le CM calculé à l'aide du set de référence (REF) et du marqueur sacrum (SAC) pour les 3 axes de l'espace (AP en bleu, ML en rouge et V en vert). Les graphiques à gauche représentent la condition C2 et à droite la condition C3. xCOM correspond à la coordonnée du CM sur l'axe $\vec{X}$ (AP), yCOM à la coordonnée du CM sur l'axe $\vec{Y}$ (ML) et zCOM à la coordonnée du CM sur l'axe $\vec{Z}$ (V).

En ce qui concerne la comparaison des modèles REF et SAC, le déplacement du CM est corrélé de façon linéaire entre les deux modèles dans la condition C2 avec d'excellents coefficients de corrélation, i.e. tous supérieurs à 0.94. En revanche, dans la condition C3, seules les valeurs sur l'axe AP sont corrélées de façon linéaire (R = 0.935). Pour les axes ML et V, les corrélations sont moins bonnes, et plus particulièrement pour l'axe vertical (voir Figure 33), dont le coefficient tombe à R = 0.69 avec un $p < 0.05$. Nous pouvons aussi noter que les pentes de la droite de régression sont sensiblement moins proches de 1 que dans le cas de la comparaison SIMP par rapport à REF. Ceci est particulièrement vrai sur l'axe vertical. Enfin, les valeurs des constantes sont aussi beaucoup plus élevées que dans le cas de la comparaison SIMP par rapport à REF. Nous pouvons alors dire de ces résultats que le modèle SAC prédit un déplacement du CM similaire à celui du modèle REF, dans le cas de la marche et selon les axes antéropostérieur et médiolatéral uniquement.

4.3. Comparaison des erreurs moyennes (normes 3D) entre les trajectoires prédites

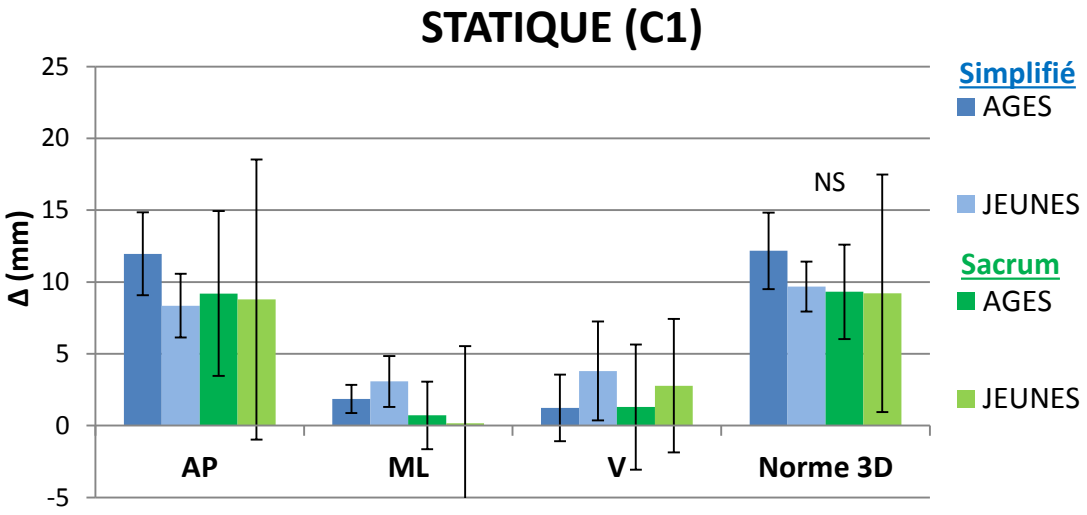


Figure 34 : Ecarts moyens (écarts types) entre les trajectoires du CM durant la totalité de l'enregistrement à l'aide de l'estimation des deux modèles réduits comparativement au modèle REF, dans la condition C1. AP = Axe antéropostérieur ; ML = Axe médiolatéral ; V = Axe vertical. NS indique un p non-significatif.

Nous constatons que dans la condition statique (C1), les deux modèles évalués permettent d'estimer correctement la position du CM global, puisque l'écart moyen se situe autour de 10 mm, quel que soit le groupe d'âge concerné (voir Figure 34). Néanmoins, nous remarquons que le modèle SAC entraîne une dispersion plus importante. Au niveau de la norme 3D, on ne retrouve pas d'effet de l'âge que ce soit pour le modèle SIMP (X^2 = 2.03 et p = 0.181) ou pour le modèle SAC (Kruskal à

0.79 et p = 0.375). On ne retrouve pas de différence non plus entre les modèles (X^2 = 2.82 et p = 0.0982). Cette première observation permet de déterminer que les deux modèles sont utilisables pour estimer la trajectoire du CM global du corps dans une tâche de maintien statique de la posture. Nous constatons également que l'erreur mesurée dans la norme 3D s'explique essentiellement par l'erreur mesurée sur l'axe AP.

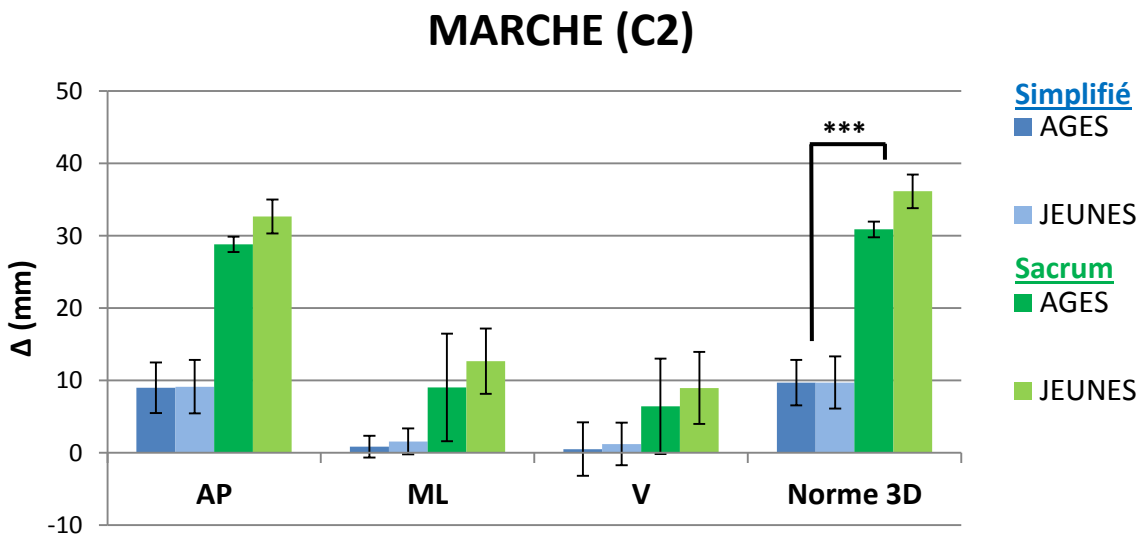


*Figure 35 : Ecarts moyens (écarts types) entre les trajectoires du CM pendant la durée totale du mouvement à l'aide de l'estimation de deux modèles réduits comparativement au modèle REF, dans la condition C2. AP = Axe antéropostérieur ; ML = Axe médiolatéral ; V = Axe vertical. *** indique un p < 0.001.*

Dans la condition de marche (C2), seul le modèle SIMP permet de conserver un écart global (norme 3D) d'estimation de la trajectoire du CM acceptable, i.e. inférieur à 15 mm (voir Figure 35). En revanche, pour le modèle SAC, l'écart augmente de manière considérable dans les axes AP et ML par rapport à C1 jusqu'à atteindre une erreur moyenne sur la norme supérieure à 30 mm. On retrouve d'ailleurs une différence significative entre les modèles SAC et SIMP pour la norme 3D dans cette condition (X^2 = 17.28 et p < 0.001). Aucun effet de l'âge n'est cependant visible. En effet, toujours pour la norme 3D, le test entre jeunes et âgés révèle un X^2 = 0.01 et un p = 0.908 pour le modèle SIMP et un X^2 = 4.6 et un p = 0.028 pour le modèle SAC. De même que pour la condition C1, l'erreur mesurée à l'aide de la norme s'explique majoritairement par l'erreur sur l'axe AP.

Dans la condition de rattrapage d'équilibre (C3), l'erreur d'estimation de la position du CM par rapport au modèle REF est similaire à celle observée en C2 (voir Figure 36). En effet, en comparant les erreurs en C2 et C3 par rapport au modèle REF, nous obtenons, respectivement pour le modèle SIMP et le modèle SAC, un X^2 = 0.03 et p

= 0.8625 et un X^2 = 1.76 avec p = 0.184. En ce qui concerne la comparaison d'estimation de la position du CM uniquement dans cette condition, on retrouve une différence très significative entre les deux modèles (X^2 = 10.79 et p = 0.001) avec une erreur plus grande pour le modèle SAC (erreur supérieure à 30 mm en moyenne). Comme dans les deux autres conditions, aucun effet de l'âge n'est constaté entre les deux groupes de sujets pour la norme 3D que ce soit pour le modèle SIMP (X^2 = 0.48 et p = 0.491) ou le modèle SAC (X^2 = 0.09 et p = 0.768). Enfin, comme les deux autres conditions, l'erreur sur l'axe AP explique toujours en majorité l'erreur globale mesurée en 3D.

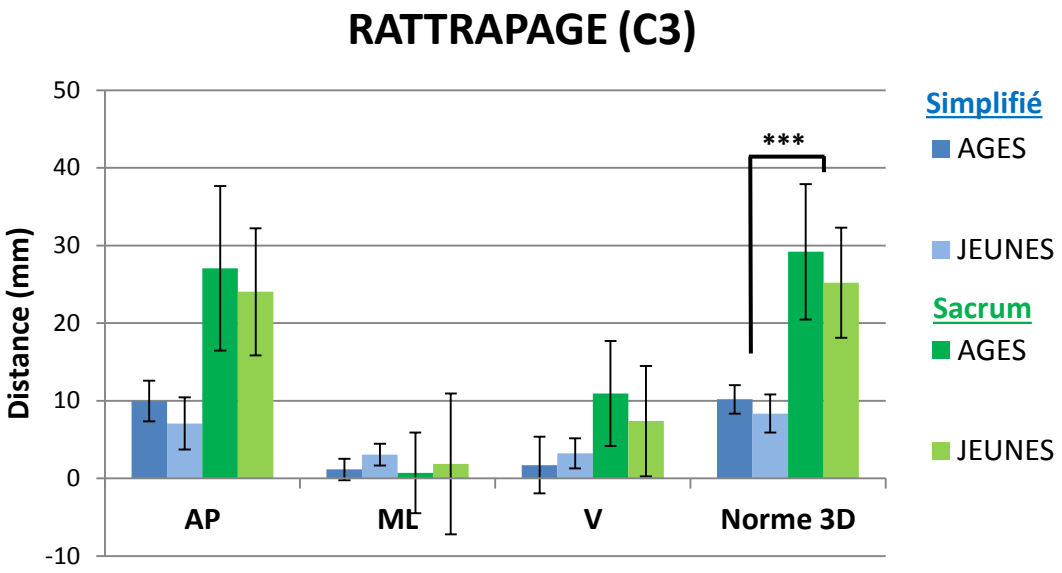


*Figure 36 : Ecarts moyens (écarts types) entre les trajectoires du CM durant la totalité du mouvement à l'aide de l'estimation de deux modèles comparativement au modèle REF dans la condition C3. AP = Axe antéropostérieur ; ML = Axe médiolatéral ; V = Axe vertical. *** indique un p < 0.001.*

4.4. Comparaison de l'évolution moyenne du XCOM au cours du mouvement (conditions C2 et C3)

En ce qui concerne la comparaison des modèles REF et SIMP, l'estimation de l'évolution moyenne du XCOM est corrélée de façon linéaire entre les deux modèles dans les deux conditions. Les coefficients de la droite de régression sont très proches de 1 et les constantes proches de 0. Les coefficients de corrélation sont aussi très significatifs et supérieurs à 0.99 (voir Figure 37). L'évolution moyenne du XCOM est aussi bien prédite par le modèle SAC pour C2 avec un coefficient de pente très proche de 1 et un haut coefficient de corrélation. Dans le cadre du rattrapage de

l'équilibre (C3), l'estimation reste très bonne (R = 0.94 et p < 0.001) mais sensiblement plus faible que le modèle SIMP. Néanmoins, la prédiction reste dans tous les cas meilleure avec le modèle SIMP.

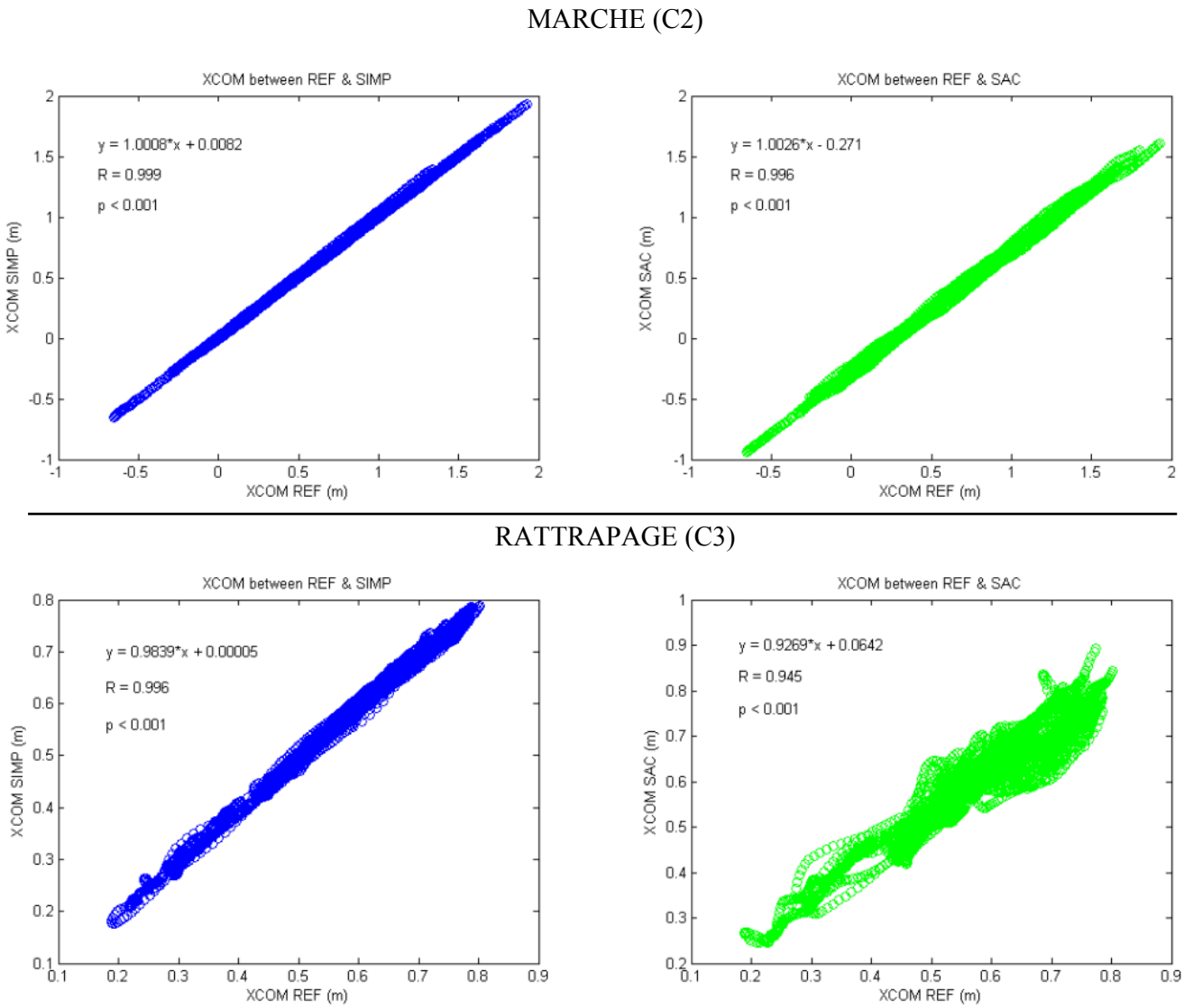


Figure 37 : Corrélations établies à l'aide des différents modèles réduits pour estimer le XCOM par rapport au modèle REF (toujours indiqué en abscisse). Les graphiques du haut concernent la condition de marche (C2) et les graphiques du bas la condition de rattrapage d'équilibre (C3). Les représentations bleues correspondent à une comparaison REF – SIMP et les représentations vertes à une comparaison REF – SAC.

4.5. Comparaison des erreurs moyennes (normes sagittales) entre les positions prédites du XCOM

Selon une première observation, seul le modèle SIMP permet de calculer assez précisément le XCOM, car la moyenne d'écarts de position est de l'ordre de l'écart acceptable pour le CM global (i.e. ~ 15 mm), voir Figure 38. Le test statistique révèle que les écarts entre les deux modèles sont significativement différents (X^2 = 15.21 et p < 0.001) avec un écart plus important pour le modèle SAC (> 25 mm). On constate aussi une importante dispersion avec ce dernier modèle, ce qui limite sa fiabilité inter-sujet. Comme pour le CM global, aucune différence liée à l'âge n'est relevée pour les modèles SIMP et SAC (respectivement X^2 = 1.54 et p = 0.152 et X^2 = 0.82 et p = 0.302).

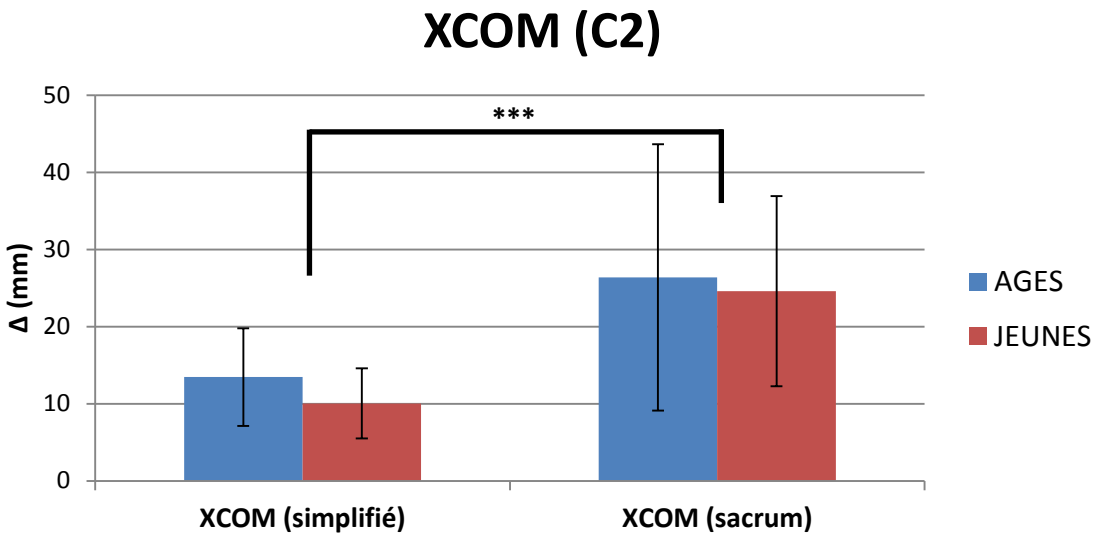


*Figure 38 : Ecarts moyens (écarts types) de position absolue du XCOM pour chaque groupe de sujets, mesurés entre le modèle REF et chacun des deux modèles évalués (SIMP et SAC) pour la condition de marche. *** indique un p < 0.001.*

Pour la condition C3, les résultats sont similaires à ceux de la condition C2 (voir Figure 39). Si les deux modèles permettent de calculer assez précisément le XCOM, car les moyennes d'écarts de position sont de l'ordre de l'écart acceptable pour le CM global (i.e. ~ 15 mm), le test statistique révèle que les écarts entre les deux modèles sont en réalité significativement différents (X^2 = 13.87 et p < 0.001). Nous constatons aussi une importante dispersion avec le modèle SAC, ce qui limite sa fiabilité inter-sujet. Comme pour le CM global, aucune différence liée à l'âge n'est relevée pour les modèles SIMP et SAC (respectivement X^2 = 1.46 et p = 0.197 et X^2 = 1.67 et p = 0.128).

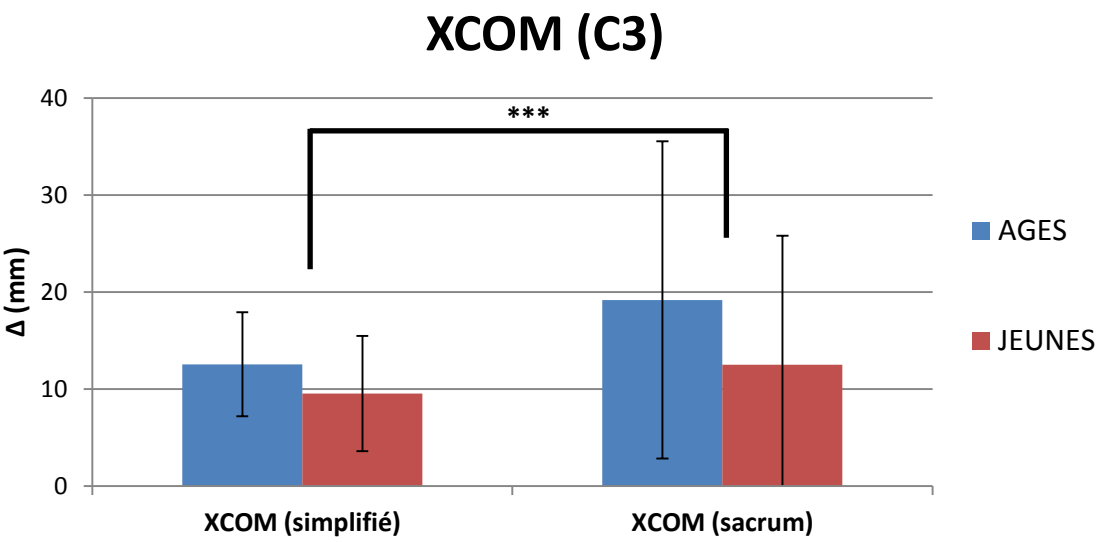


*Figure 39 : Ecarts moyens (écarts types) de position absolue du XCOM pour tous les sujets, mesurés entre le modèle REF et chacun des deux modèles évalués (SIMP et SAC) pour la condition de rattrapage d'équilibre. *** indique un $p < 0.001$.*

4.6. Ecarts moyens entre les trajectoires du CM mesurés à l'aide du modèle simplifié selon l'IMC des sujets

Groupe Jeune				Groupe Âgé			
Sujet	*Sexe*	*IMC*	Δ_{3D} *(mm)*	*Sujet*	*Sexe*	*IMC*	Δ_{3D} *(mm)*
S 01	H	24.2	10.2	**S 14**	**F**	**28.6**	**10.9**
S 02	F	22.3	3.9	S 16	F	23.5	9.1
S 03	F	20.4	10.2	S 17	H	23.6	4.8
S 04	H	22.6	7.1	S 21	F	23.5	11.9
S 05	F	21.5	10.6	S 25	H	23.8	8.9
S 06	H	20.3	6.6	**S 29**	**H**	**31.7**	**17.5**
S 07	H	24.4	12.3	**S 30**	**F**	**33.3**	**18.7**
S 08	**H**	**28.7**	**15**	S 31	H	24.6	10.7
S 09	H	21.2	4.3	S 33	F	23.2	6
S 10	F	23.8	8.7	**S 34**	**H**	**26.9**	**11.3**
S 11	F	22.1	4.2	S35	F	22.3	11.3
S 12	**H**	**29.4**	**17.8**	**S 50**	**H**	**31.8**	**19.3**

Tableau 12 : Tableau de données des écarts moyens (Δ_{3D}) mesurés dans la condition C3 pour les deux groupes de sujets. Les lignes où les sujets ont un IMC > 25 sont représentées en gras.

En calculant les coefficients de corrélation pour les deux groupes, nous constatons une relation linéaire entre l'IMC des sujets et l'écart qu'ils présentent en 3D dans la condition de rattrapage (pour les âgés R = 0.859 et p = 0.0003 et pour les jeunes R = 0.796 et p = 0.002).

5. Discussion-conclusion

Il est tout à fait possible d'estimer correctement la trajectoire du CM en plaçant peu de marqueurs sur les sujets. Cependant, selon le mouvement à réaliser et le degré de précision acceptable, il convient de déterminer précisément les segments qui vont être mis en jeu. Pour identifier correctement la position du CM global à chaque instant, lors d'un rattrapage de l'équilibre, l'utilisation d'une méthode segmentaire semble bien appropriée car il sollicite plusieurs segments comme les jambes, les bras et le tronc. A l'aide du modèle « simplifié » proposé, nous obtenons des estimations comparables à celles obtenues dans des conditions plus simples et plus classiquement étudiées comme la marche.

L'utilisation d'un modèle constitué uniquement d'un marqueur sacrum offre de bonnes opportunités. En effet, nous avons bien vérifié qu'il permettait de faire une bonne prédiction du déplacement du CM pour des mouvements simples de type posturographie ou de marche non-perturbée (coefficients de corrélation supérieurs à 0.94 dans les trois axes). En revanche, la prédiction de la position absolue devient moyenne (i.e. > 30 mm) au cours des mouvements réalisés dans les conditions C2 et C3. De plus, dans la condition la plus complexe (C3), les indices de corrélation chutent de façon importante, notamment dans l'axe vertical. Une raison majeure pourrait être que lorsque le mouvement du tronc ou des parties hautes augmente, la pertinence de ce modèle diminue (Gard et al., 2004; Mapelli et al., 2014). Lors de l'exécution de pas de rattrapage, le tronc se penche généralement dans la direction du pas, tournant autour d'un axe passant par le bassin. Néanmoins, ce modèle permet d'estimer correctement l'évolution du XCOM au cours de la marche ($R > 0.99$) avec toutefois une erreur RMS qui reste importante (> 20 mm). Pour conclure, le modèle « sacrum » est satisfaisant pour analyser des mouvements quasi-statiques comme la posturographie. Il apporte en revanche moins de satisfaction dans un mouvement de marche non-perturbé et se révèle insatisfaisant pour analyser le rattrapage de l'équilibre de personnes ayant à exécuter des pas.
Le modèle « simplifié » proposé offre de nombreux avantages : il nécessite de poser moins de marqueurs sur le sujet que le modèle « de référence » (13 contre 48, soit 3.3 fois moins). Ceci devrait se traduire expérimentalement par un gain de temps considérable et un risque d'erreurs amoindri. De plus, les marqueurs utilisés étant majoritairement positionnés sur la chaîne externe de l'individu, cela évite également les occlusions, parfois fréquentes pour les marqueurs de la chaîne interne. Ceci offre un avantage considérable pour le post-traitement, dont la tâche la plus longue est souvent l'identification des marqueurs couplée à la reconstruction des portions de trajectoire des marqueurs ayant été occultés. Pour autant, ses performances de prédiction restent satisfaisantes pour faire l'analyse du CM global du corps lors d'un

mouvement corps complet. En effet, la prédiction du déplacement est très bonne avec une position absolue au cours du mouvement très proche du modèle de référence (i.e. < 15 mm en norme 3D). Ceci est confirmé par l'analyse par corrélation dans les conditions de mouvement, avec des coefficients très élevés (R supérieurs à 0.96). De plus, l'estimation du XCOM reste bonne, avec une erreur RMS inférieure à 15 mm pour la position absolue et des coefficients de corrélation traduisant la qualité de sa prédiction supérieurs à 0.99. Ce marker set est très proche de celui de Mapelli et al. (2014), mais propose de poser 4 marqueurs de moins pour reconstruire un segment de moins. De plus, le marker set de Mapelli et al. néglige les segments mains et pieds alors qu'ils sont intégrés dans notre modèle. Enfin, leur modèle a été validé sur seulement 3 sujets jeunes et sportifs alors que nous le validons ici sur des sujets jeunes et âgés. Ils obtiennent de plus des écarts par rapport à leur méthode de référence de l'ordre de 30.7 mm, contre 8.7 mm avec notre modèle par rapport à notre set de référence. Cette différence d'écart pourrait s'expliquer d'abord par les mouvements évalués (des mouvements segmentaires puis corps complet pour Mapelli et al.) et ensuite par une différence de méthode de référence considérées : une méthode segmentaire utilisant des régressions contre une méthode issue de l'intégration des forces de réaction (Gutierrez-Farewik et al., 2006). Avec notre modèle « simplifié », nous remarquons que ni la différence d'âge, ni la condition de mouvement (marche ou rattrapage) n'influencent l'écart moyen mesuré par rapport à la référence. Cependant, une réserve peut être émise concernant l'influence de l'âge des sujets, la littérature ayant montré qu'ils ont des répartitions de masses différentes (Hoang and Mombaur, 2015; Pavol et al., 2002). En effet, le modèle de référence a été construit majoritairement à partir de données issues de sujets jeunes (Zatsiorsky and Seluyanov, 1983). Ainsi, nos résultats pourraient certainement être améliorés en prenant compte des coefficients différents, spécifiques à cette population, qui sont apparus récemment dans la littérature (Hoang and Mombaur, 2015). Ce modèle permet aussi de conserver la méthode d'analyse segmentaire, identifiée comme l'un des *gold standard* pour l'estimation du CM (Eng and Winter, 1993), ce qui expliquerait la qualité de ses résultats. La considération des membres supérieurs est conservée, et la représentation du tronc en un seul segment ne semble pas compromettre les résultats (Mapelli et al., 2014). Néanmoins, cette modélisation très simplifiée du tronc pourrait être la principale limite de ce modèle, car il a été démontré qu'une décomposition en plusieurs segments du tronc offre de meilleurs résultats, notamment pour une population de personnes âgées (Pavol et al., 2002). En conclusion, ce type de modèle est satisfaisant pour analyser l'ensemble des tâches d'équilibre classiquement étudiées dans la littérature.

De manière générale, quel que soit le modèle, l'erreur la plus importante dans l'estimation moyenne de la trajectoire (i.e. position absolue) du CM se trouve selon l'axe AP (ou axe $\vec{X}$ dans cette étude). Ainsi, nous retrouvons avec le modèle « simplifié » une erreur AP moyenne de 7.3 mm pour une erreur globale en 3D

moyenne de 8.7 mm sur l'ensemble des trois conditions. L'écart est en revanche bien supérieur dans le cas du modèle « sacrum » (21.7 mm en moyenne). Pour ce qui est du modèle « simplifié », les écarts sont conformes, et même inférieurs, à ce qui est observé et rapporté dans la littérature (Floor-Westerdijk et al., 2012; Robert et al., 2007; Yang and Pai, 2014). De plus, cette erreur se trouve être de l'ordre de grandeur de l'erreur de pose des marqueurs (Baker, 2006) et des mouvements d'artefacts des tissus mous (Cappozzo et al., 1996), qui constituent les deux plus grandes sources d'erreurs dans la méthode d'analyse segmentaire avec pose de marqueurs suivis par un système optoélectronique. Enfin, ceci pourrait être expliqué par les fortes hypothèses qui sont posées dans les différents modèles. En effet, dans le modèle « simplifié », le tronc, la tête et le bassin sont réduits à un seul et même segment alors que dans le modèle « sacrum » aucun segment n'est modélisé. Le déplacement du segment tronc dans le cadre d'un rattrapage d'équilibre pouvant être important (Cyr and Smeesters, 2009), il est nécessaire de le considérer, même dans un modèle impliquant un marker set réduit (Mapelli et al., 2014).
Cette étude présente néanmoins des limites, car elle utilise les mêmes régressions pour calculer le CM de chaque segment corporel, quelle que soit le genre ou l'âge de la population. Ceci pourrait s'avérer problématique pour des populations présentant des disproportions de masse importantes (amputés, patients souffrant de sclérose en plaque, obèses, etc). En effet, une observation plus détaillée des résultats de notre étude montre que les écarts moyens en 3D (Δ_{3D}) sont corrélés aux IMC des sujets, les écarts les plus élevés étant constatés chez les sujets ayant les IMC les plus grands (voir Tableau 12). Notamment, les perspectives de l'étude de Bonnet et al (2015), qui recommandent une identification des paramètres manquant à la construction du modèle à l'aide de maintien de postures statiques durant quelques secondes, ouvrent une voie intéressante vers des modèles personnalisables. Ceci est applicable pour un individu, un groupe d'individus et/ou un type de mouvement particulier avec une phase de calibrage personnalisée au préalable (Bonnet et al., 2015; Forsell and Halvorsen, 2009).

En conclusion**,** utiliser un marker set simplifié qui conserve la méthode segmentaire semble être un bon compromis car il est plus simple et plus rapide d'utilisation qu'un marker set complet. Pour autant, sa précision n'en est que peu affectée et il reste aussi valable qu'un marker set de référence plus complet mais plus long à installer et à traiter. Il permet aussi de s'affranchir du type de mouvement étudié. Ainsi, ce type de modèle peut devenir un outil utile pour les cliniciens et les chercheurs qui ont un besoin d'estimer correctement le CM au cours d'un mouvement global, avec des contraintes expérimentales fortes (âge des sujets, nombre de sujets à faire passer, etc).

Partie 4a
Résultats : Analyse des tests psycho-cognitifs et d'équilibre classiques

1. Informations pratiques

1.1. Communication

Une partie des résultats de ce chapitre, les données de posturographie et le score obtenu au Brief BESTest chez les personnes âgées, a été présentée en poster lors du XXII^{ème} congrès annuel de l'ISPGR (International Society for Posture and Gait Research) qui s'est tenu à Séville, du 29/06/2015 au 02/07/2015, lors de la session « Falls and Fall Prevention ».

1.2. Etudiants impliqués dans le travail de recherche

La collecte des données présentées dans cette partie 4a a été réalisée avec la contribution de deux étudiants :

- Madame Claude Kendom, dans le cadre d'un stage de découverte et d'initiation à la recherche en biomécanique, supervisé par Mme Laurence Chèze,
- Monsieur Ludovic Miramand, kinésithérapeute, dans le cadre de son stage de Master 1ère année réalisé à l'UFR STAPS de Grenoble, sous la direction de Mr Cyril Gailleton.

1.3. Situation du chapitre

Ce chapitre contient la présentation et la discussion d'une partie des résultats obtenus à partir des mesures présentées dans le protocole expérimental (voir Partie 2). Ces résultats concernent les différentes évaluations psycho-cognitives, le Brief BESTest ainsi que les mesures collectées dans les tâches d'équilibre classiques (marche non-perturbée sur tapis et posturographie). Les résultats relatifs aux tâches de CSRT et de pas protectif seront, quant à eux, présentés et discutés en Partie 4b. L'ensemble des résultats présentés dans cette partie concerne uniquement la population âgée, dont les caractéristiques et les outils de mesure ont été décrits avec précision en Partie 2. De plus, l'ensemble des routines de calcul utilisées pour analyser les résultats ont été codées sous Matlab®. Les tests statistiques ont été réalisés avec le logiciel R®.
L'ensemble des résultats est présenté selon un plan classique (introduction, méthode, résultat et discussion-conclusion). Nous avons aussi testé sur eux les effets de l'âge et

du sexe pour l'ensemble des variables. Cette analyse nous a permis de vérifier que l'effet observé était bien celui du passé de chute, et qu'il n'y avait ni d'influence de l'âge (en tant que variable continue) ni du sexe sur les variables. Néanmoins, pour pouvoir se comparer à la littérature, les variables issues du TMT B et de la posturographie seront aussi analysées selon des groupes d'âge (l'âge étant cette fois-ci utilisé en tant que variable discrète).

2. Introduction

L'origine de la chute est considérée comme étant multifactorielle (Horak, 2006; Maki and McIlroy, 2006b; Rubenstein, 2006), regroupant à la fois des aspects biologiques, sociologiques, cognitifs, psychologiques et environnementaux. Si des stratégies existent pour réduire le risque de chute lié à l'environnement (Cumming et al., 2001; Maki and McIlroy, 2006b), les critères intrinsèques permettant de caractériser les capacités d'équilibration des sujets sont le plus souvent mis en avant, car ce sont eux qui sont les plus susceptibles d'être touchés par l'avancée de l'âge (Horak, 2006; Lajoie and Gallagher, 2004).
Toutefois, l'origine multifactorielle d'un problème complexifie considérablement son évaluation, son analyse et sa compréhension. En effet, s'il apparaît extrêmement complexe d'étudier tous les facteurs de risque dans une seule et même étude, les principaux facteurs analysés sont : l'âge, la faiblesse musculaire, les limites de mobilité, les troubles au cours de la marche, les problèmes cognitifs, la réduction des activités de la vie de tous les jours et le maintien de la posture (Rubenstein, 2006). Nous avons donc choisi une approche multifactorielle, qui réunit des tests relatifs aux différents facteurs classiquement étudiés et d'autres moins souvent analysés. Les objectifs visés en soumettant nos sujets à ces différents tests psycho-cognitifs et biomécaniques sont les suivants :

1) Avoir connaissance des capacités sensori-motrices, biomécaniques et cognitives de chaque sujet,
2) A l'aide de ces connaissances, identifier la (les) partie(s) déficiente(s) chez les sujets à risque à la manière des « sous-systèmes » d'Horak (2006) (voir Figure 13 et Tableau 4 présentés en Partie 1),
3) Confirmer les résultats généralement rapportés dans la littérature, et déterminer si les tests utilisés sont déjà révélateurs des signes précoces d'apparition d'un risque de chute, compte tenu de la population évaluée (âgée en moyenne de 75 ans, autonome et en bonne santé).

3. Présentation des résultats

3.1. L'activité physique

3.1.1. Introduction

L'activité physique joue un rôle important dans le maintien de la santé et de la fonction motrice des personnes âgées (Washburn et al., 1999). Or, le manque d'activité physique est souvent commun dans cette population. Ceci a pour conséquence de favoriser l'apparition de déficits qui touchent des systèmes physiologiques comme la sarcopénie, la densité osseuse, le rythme cardiaque, la consommation d'oxygène, etc. Evaluer l'activité physique d'une personne est recommandé par les études épidémiologiques (Masud and Morris, 2001; Rubenstein, 2006), et reste généralement simple et rapide à effectuer (Schuit et al., 1997). Nous émettons l'hypothèse que, pour cette mesure, le groupe des non-chuteurs (NC) révèlera une activité physique supérieure à celle du groupe des sujets chuteurs (C).

3.1.2. Variable mesurée et statistiques

La donnée recueillie par le questionnaire d'activité physique (échelle PASE) est un score. Plus le score est élevé, plus l'activité de la personne est considérée importante. Ce score est une variable numérique suivant une loi normale (selon un test de Shapiro-Wilk : ce test sera utilisé pour l'ensemble des autres variables où il est mentionné qu'elles suivent – ou non – une loi normale). Nous effectuons alors un test statistique paramétrique simple de comparaison des moyennes entre les groupes C et NC, de type T de Student. Les moyennes des groupes seront considérées comme significativement différentes avec un $p < 0.05$.

3.1.3. Résultat

Les personnes identifiées comme C ont une activité physique quotidienne similaire à celle des personnes identifiées comme NC ($t = 1.38$ et $p = 0.17$), voir Figure 40. Les scores moyens sont globalement élevés, étant tous deux supérieurs à 120, ce qui correspond à une activité moyenne à importante. Ceci indique que les sujets ayant participé à l'étude sont tous des personnes âgées en bonne santé, pratiquant régulièrement une activité physique.

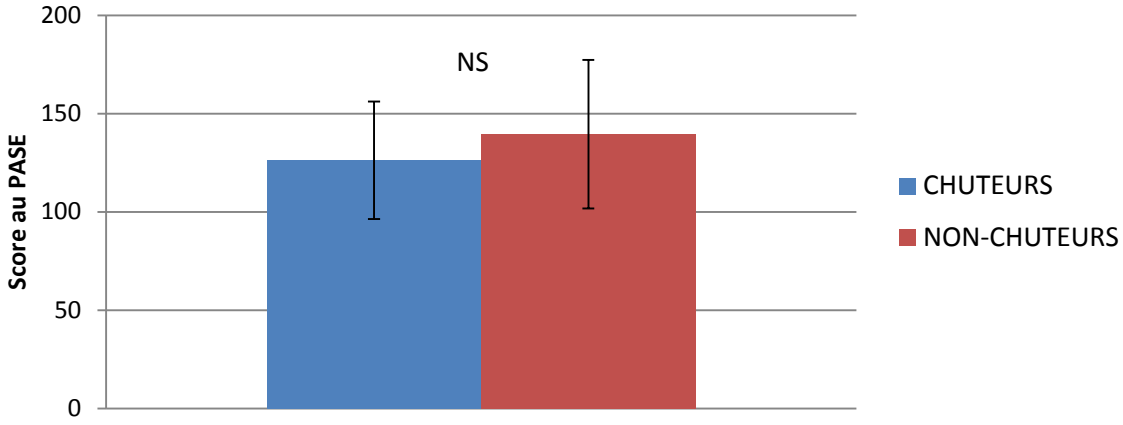


Figure 40 : Scores moyens (écarts types) obtenus pour chaque groupe de sujets âgés lors de l'évaluation d'activité physique préalable à l'expérimentation, à l'aide de l'échelle PASE. NS correspond à un p non-significatif.

3.1.4. Discussion – conclusion

La mesure de l'activité physique des sujets âgés n'a pas permis de distinguer le groupe des C de celui des NC. Les scores moyens obtenus sont supérieurs à 120, ce qui indique que les sujets évalués avaient une activité physique régulière (Logan et al., 2013) et ce quel que soit le groupe. Ce n'est donc pas un critère qui sera déterminant dans la distinction de leur risque de chute. Cette échelle fonctionne chez des âgés sédentaires, permettant notamment de distinguer les hommes des femmes (Schuit et al., 1997) et les jeunes des âgés (Washburn et al., 1999). En revanche, des corrélations faibles (Washburn et al., 1999) ou inexistantes (Logan et al., 2013) avec des mesures biologiques comme la consommation d'oxygène, la pression sanguine, la souplesse ou encore la force de serrage avec la main, limitent la qualité de renseignement de cette mesure. Plusieurs limites, relatives à cette évaluation, peuvent aussi nous empêcher de tirer des conclusions objectives. Premièrement, c'est un questionnaire dont les réponses sont auto-rapportées par les sujets, laissant libre cours à leur interprétation des questions. Et deuxièmement, l'évaluation porte sur la semaine qui vient de s'écouler avant le passage du test. Ceci n'est pas forcément représentatif de l'activité régulière d'une personne sur une année (e.g. si la personne était malade la semaine précédente).

Ainsi, nous concluons que, malgré l'hypothèse posée au départ, cette échelle n'a pas permis d'identifier le risque de chute chez des personnes âgées autonomes en bonne santé et que la différence ne se fait pas sur une mesure globale de l'activité physique.

3.2. La peur de chuter

3.2.1. Introduction

Les études évoquent souvent le « syndrome de la peur de chuter », car cette peur se mesure à la fois chez des sujets ayant l'expérience d'une chute mais aussi chez des sujets sains (Lajoie and Gallagher, 2004). Etonnamment, les études épidémiologiques ne mentionnent pas toujours cet aspect psychologique, pourtant considéré comme majeur par l'OMS et souvent verbalisé par les personnes ayant été victimes de chute (Anders et al., 2007). Il a notamment été démontré que la peur de chuter conduit à une perte d'indépendance (Maki et al., 1991), et qu'elle a une influence sur le contrôle de la posture (Davis et al., 2009; Huffman et al., 2009; Maki et al., 1991), l'équilibre à l'initiation ou lors de la marche (Ayoubi et al., 2015; Donoghue et al., 2013; Maki, 1997; Uemura et al., 2012) et enfin sur la réussite des programmes de prévention et de réhabilitation chez les patients (Tinetti et al., 1994). Ainsi, nous émettons l'hypothèse que, pour cette mesure, le groupe des C démontrera une peur de chuter supérieure à celle du groupe des sujets NC.

3.2.2. Variable mesurée et statistiques

La variable issue de ce questionnaire est, comme l'activité physique, un score. Plus ce score est élevé, moins la peur est jugée importante. Pour plus de facilité à la lecture, ce score, exprimé initialement sur 1600, a été ramené sur 100. C'est une variable numérique suivant une loi normale, nous effectuons alors un test statistique paramétrique simple de comparaison de moyenne entre les groupes C et NC, de type T de Student. Les moyennes des groupes seront considérées comme significativement différentes avec un $p < 0.05$.

3.2.3. Résultat

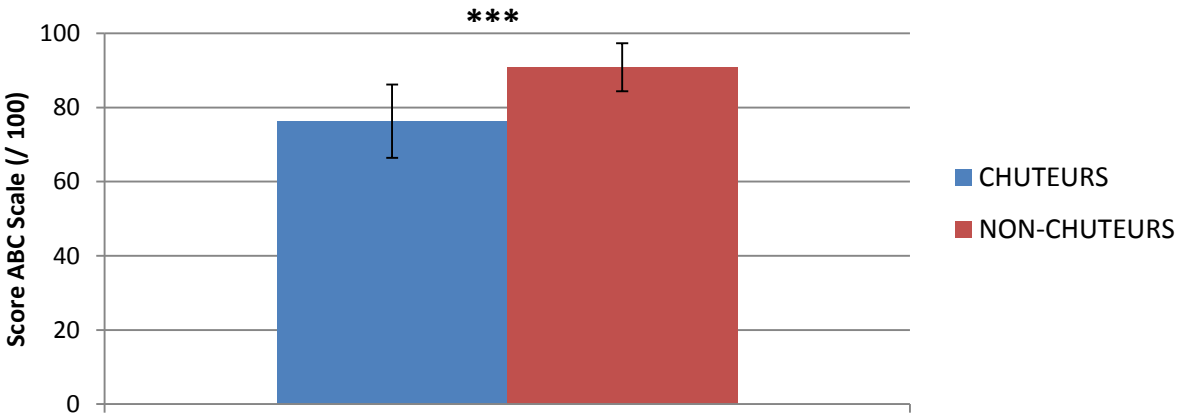


*Figure 41 : Scores moyens (écarts types) obtenus pour chaque groupe de sujets âgés lors de l'évaluation de peur de chuter à l'aide du questionnaire ABC Scale. *** correspond à un $p < 0.001$.*

Les C ont une peur de chuter très significativement plus importante que les NC ($t = 5.95$ et $p < 0.001$), voir Figure 41. La peur de chuter s'avère alors discriminante pour distinguer les personnes à risque de chute.

3.2.4. Discussion – conclusion

L'utilisation de l'échelle « ABC Scale » a permis de distinguer la peur de chuter qu'ont les C par rapport à celle des NC. Sans surprise, les personnes n'ayant pas fait de chute ont moins peur de chuter. Cet aspect psychologique a souvent été rapporté verbalement par les sujets lors des discussions relatives à l'étude, et notamment par les chuteurs. Il semble ainsi prépondérant dans la capacité d'une personne à assurer son équilibre, et plus particulièrement pour réduire le risque de chute lié à la situation. Il a été montré que cela avait des conséquences sur le comportement et les habitudes des personnes (Maki et al., 1991; Tinetti et al., 1994) et que le score à l'ABC Scale fait partie des variables corrélées à la variabilité de la marche – représentative de la qualité de contrôle de ce mouvement – chez les personnes âgées (Ayoubi et al., 2015). Ainsi, le score représentatif de la peur de chuter d'un individu fait partie des variables qui sont corrélées au risque de chute (Lajoie and Gallagher, 2004) car la peur aurait un effet synergique avec l'apparition des chutes (Maki, 1997). Cependant, certaines limites doivent tout de même être considérées. Cette échelle reste un questionnaire, où les réponses des sujets sont auto-rapportées. De plus, lorsque les sujets répondent aux questions, ils doivent s'imaginer dans la situation décrite. La capacité de chacun à imaginer une situation étant variable, le jugement peut en être altéré. Néanmoins, et selon nos observations, l'ABC Scale reste un moyen sécuritaire, fiable et simple à administrer qui permet de distinguer le risque de chute des personnes âgées. Ce score ne nous renseigne toutefois pas sur les déficits des capacités des personnes. Ainsi, nous pouvons conclure que cette variable est un bon indicateur – précoce – de l'augmentation d'un risque de chute chez une personne âgée encore autonome et en « bonne santé » mais qu'il ne renseigne pas sur ses déficits à proprement parler.

3.3. Processus d'intégration et de traitement de l'information

3.3.1. Introduction

Il est établi que des personnes souffrant de forts troubles cognitifs (appelées personnes « démentes ») sont à fort risque de chute (Tinetti et al., 1988). Ceci met notamment en lumière le fait que les chutes ne sont pas qu'un problème moteur, et qu'elles s'expliquent aussi par une dégradation des fonctions cognitives (Segev-

Jacubovski et al., 2011). Il se trouve que, lorsque les personnes ne sont pas atteintes de démence sévère, des tests cognitifs sont rarement réalisés, à l'exception du Mini Mental State Examination (MMSE) (Folstein et al., 1975). Mais, ce test renseigne les cliniciens sur l'état cognitif de leurs patients à partir de tâches « basiques » (lire, écrire, compter) qui ne sont pas reliées au risque de chute (Hausdorff et al., 2006). Pourtant, il a récemment été démontré que la fonction exécutive est liée au risque de chute (Mirelman et al., 2012). Ainsi, évaluer cette fonction devient important dans le cadre d'une étude portant sur la détection et/ou la prédiction de ce risque. Nous émettons l'hypothèse que les mesures cognitives réalisées montreront une fonction exécutive réduite chez les C par rapport aux NC.

3.3.2. Variables mesurées et statistiques

Deux évaluations réalisées dans le protocole permettent d'évaluer la fonction exécutive : l'évaluation BREF et le TMT. Le BREF permet de recueillir un score noté sur 18. Plus ce score est élevé, moins la personne est considérée comme ayant une déficience. Le Trail Making Test (TMT), composé de deux parties (A et B) permet de recueillir deux types d'informations : la durée mise pour accomplir chaque test et le nombre de bons déplacements (i.e. un lien correct entre deux cercles suivant la logique du test en question). Plus la durée augmente et/ou le nombre de bons déplacements diminue, plus la personne est considérée comme ayant des difficultés de flexibilité mentale. Les résultats analysés se limitent à la partie B du test, car la partie A a été considérée comme trop simple, ayant peu de chance de montrer des différences. De plus, les résultats du test TMT B seront présentés à la fois selon les groupes de C et de NC ainsi que selon deux groupes de catégories d'âge : les 70-74 ans et les 75 ans et plus afin de pouvoir se comparer aux résultats de la littérature. Diviser la population âgée en deux groupes d'âge nous donne les effectifs suivants :

Groupe d'âge	Chuteurs	Non-chuteurs	Total	% Chuteurs
70-74 ans	11	17	28	39,2
75 ans et plus	10	9	19	52,6

Tableau 13 : Effectifs des groupes de catégories d'âge pour l'analyse du test TMT B

Le score du BREF est une variable numérique suivant une loi normale, nous effectuons un test statistique paramétrique simple de comparaison de moyenne entre les groupes de C et de NC, de type T de Student. Les moyennes des groupes seront considérées comme significativement différentes avec un $p < 0.05$. La variable « durée » du TMT B est une variable numérique qui suit une loi normale, nous utiliserons donc un test statistique d'analyse de variances (ANOVA) à deux facteurs (âge et passé de chute). La variable « bons déplacements » étant plafonnée à 24 et les résultats des sujets étant compris entre 20 et 24, elle sera analysée à l'aide d'un test

non-paramétrique d'analyse de variances considérant la médiane (Kruskal-Wallis). Pour ces deux analyses, une différence significative sera considérée avec un $p < 0.05$.

3.3.3. Résultats

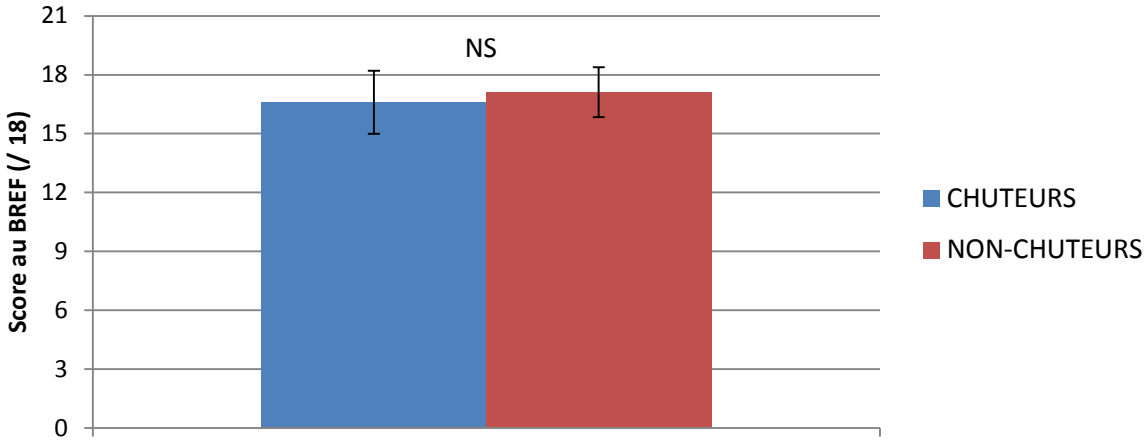


Figure 42 : Scores moyens (écarts types) obtenus pour chaque groupe de sujets âgés à l'aide de l'évaluation de la fonction exécutive BREF. NS correspond à un p non-significatif.

Les C de la population évaluée ont un score au BREF similaire à celui des NC ($t = 1.17$ et $p = 0.24$), voir Figure 42. Nous constatons notamment que les scores moyens des deux groupes sont supérieurs à 16 sur 18, donc ce test est probablement trop simple pour la population de cette étude.

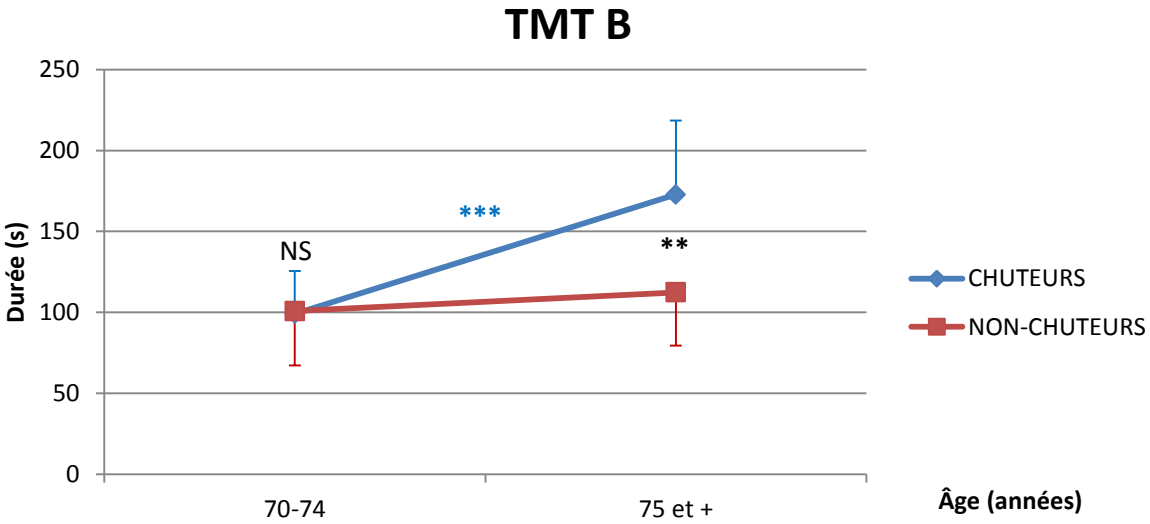


*Figure 43 : Durées moyennes (écarts types) obtenues au test TMT B selon les groupes de chuteurs et la catégorie d'âge à laquelle les sujets appartiennent. NS correspond à un p non-significatif. ** correspond à un $p < 0,01$. *** correspond à un $p < 0,001$. Les indicateurs noirs correspondent aux comparaisons entre les groupes C et NC.*

Les « 75 et + » ont une durée allongée qui s'explique par la différence significative dans le groupe des C entre le groupe le plus jeune et le plus âgé (le test post-hoc révèle un p = 0.0017). L'effet d'interaction s'explique par un allongement significatif de la durée des C âgés de 75 ans ou plus par rapport aux NC du groupe le plus âgé (p = 0.004), ce qui n'est pas le cas dans le groupe des 70-74 ans (p = 0.52). Ainsi, une personne C, âgée de 75 ans ou plus, a besoin de plus de temps qu'une personne du même âge NC pour réaliser le test TMT B.

ANOVA	**F**	**p**
Effet de l'âge	13,04	**< 0,001**
Effet du passé de chute	6,27	**0,01**
Interaction	6,41	**0,016**

Tableau 14 : Résultats de l'ANOVA relative à la durée mesurée lors du test TMT B

Pour rappel, un bon déplacement correspond à deux cercles qui sont correctement reliés entre eux. Malgré une diminution du nombre de bons déplacements chez les plus âgés, nous ne constatons aucun effet (χ^2 = 0.906 et p = 0.6356). Ainsi, l'analyse de cette variable ne permet pas de distinguer les groupes selon leur passé de chute.

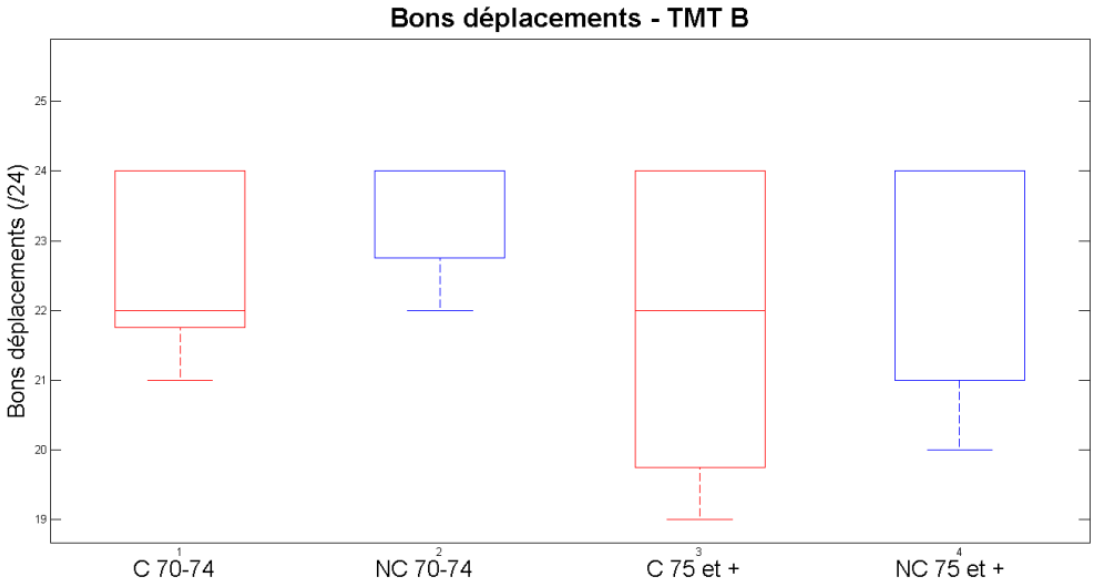


Figure 44 : Boites à moustaches exprimant le nombre de bons déplacements moyens obtenus selon les groupes de personnes âgées. Les C ont une boîte rouge et les NC une boîte bleue.

Pour se comparer à la littérature, nous avons choisi de regarder les résultats de l'étude d'Amieva et al. (2009) portant sur une population française, car les valeurs peuvent changer selon les pays (Fernandez and Marcopulos, 2008). Leurs résultats sont donnés avec les médianes de chaque groupe d'âge. Ainsi, nous constatons que les valeurs obtenues dans notre étude (voir Tableau 15) sont similaires à celles obtenues

par Amieva et al. (2009), à l'exception de la durée pour le groupe « 75 et + » qui est légèrement supérieure (~ 20 s). Ceci pourrait être dû à la présence de 50% de personnes C dans l'effectif de notre groupe « 75 et + », critère qui n'a pas été considéré par Amieva et al. (2009).

Variable	Âge	Amieva et al. 2009	étude Tisserand
Durée (s)	70-74	92	96
	75 et +	111	132
Déplacements	70-74	24	24
	75 et +	24	24

Tableau 15 : Valeurs médianes mesurées pour les variables du TMT pour deux études

3.3.4. Discussion – conclusion

Le test BREF n'a pas permis d'effectuer une distinction entre les groupes C et NC. Cette évaluation, qui a pour but d'évaluer des actions verbales et motrices fines (tâches de manipulation) contrôlées par le lobe frontal du cerveau (Dubois et al., 2000), n'a pas été conçue au départ pour identifier le risque de chute. Elle vise plus particulièrement les personnes pouvant avoir une atteinte du lobe frontal, comme les personnes victimes d'AVC. Le score obtenu chez des personnes âgées est corrélé au score obtenu chez les mêmes personnes lors d'un MMSE (Appollonio et al., 2005). Or, les sujets ayant participé à notre étude ont rempli un MMSE, dont le score avait valeur de critère d'exclusion. Ainsi, il est fortement probable que les scores obtenus par les personnes évaluées aient été influencés par la discrimination du test MMSE. L'évaluation BREF est plutôt utilisée dans les services de gériatrie clinique, pour des populations qui sont généralement très âgées (85 ans et plus) et qui se trouvent dans un état de santé globalement dégradé. Cependant, il n'a pas été trouvé de corrélation avec l'âge (Dubois et al., 2000). Il pourrait être intéressant d'analyser la corrélation entre le nombre de chutes des patients en gériatrie et le score qu'ils obtiennent à ce test, afin de déterminer si une fonction frontale particulière joue un rôle dans l'augmentation du risque de chute de ces patients. Dans le cadre de notre étude, la (trop) bonne santé de nos sujets seraient la principale raison de l'absence de distinction au niveau des groupes à l'aide de ce test.

Le TMT B a, quant à lui, révélé à la fois des différences liées à l'âge et permis de distinguer les sujets selon leur passé de chute. Un effet de l'âge sur la durée a été constaté, comme ce qui est communément observé dans la littérature (Amieva et al., 2009; Tombaugh, 2004). Cependant, nous montrons que cette augmentation s'explique essentiellement par l'augmentation du temps des sujets C, par rapport aux NC, dans le groupe des « 75 ans et + ». Ainsi, selon les données collectées, il existe une interaction significative entre l'âge et le passé de chute. Toutefois, la variabilité chez les C apparait plus importante que chez les NC. Ainsi, il est possible que certains sujets n'aient pas totalement bien été identifiés comme des « chuteurs ». Ceci

révèle l'importance à la fois de l'entretien à mener avec les personnes lorsqu'on les interroge sur leur passé de chuteur et de la définition même de ce qu'est une personne « chuteuse ». L'observation du nombre de bons déplacements n'a en revanche pas montré de différences, que ce soit pour les groupes d'âge (au contrainre d'Amieva et al., 2009) ou pour les groupes de C et NC. Ceci pourrait essentiellement s'expliquer par la faiblesse de l'effectif de personnes testées. Nous pouvons alors conclure que cette mesure semble plus difficile à utiliser sur un faible échantillon pour détecter le risque et que nous ne pouvons pas nous prononcer sur son efficacité.
L'effet combiné de l'âge et du passé de chute observé sur la durée de réalisation du TMT B, et qui n'est pas retrouvé sur l'analyse des bons déplacements, implique que les personnes C évaluées avaient suffisamment de ressources cognitives disponibles pour ne pas faire d'erreurs mais avaient besoin de plus de temps. Les déficits cognitifs de ces personnes pourraient notamment être dûs à un ralentissement du traitement de l'information et/ou une difficulté à inhiber l'information perturbatrice. Il est ainsi probable qu'un risque de chute plus élevé chez une personne âgée autonome réside dans une capacité planificatrice et décisionnelle dégradée plutôt que dans une capacité de production et d'exécution de la réponse amoindrie. L'ensemble de ces résultats laisse donc penser que le fait d'être catégorisé comme un « chuteur » est bien lié à une altération des fonctions exécutives (Brauer et al., 2002; Mirelman et al., 2012; Segev-Jacubovski et al., 2011), et plus particulièrement de sa flexibilité mentale. Ainsi, une personne âgée de 75 ans ou plus, ayant besoin de beaucoup de temps pour effectuer la partie B du TMT verra très probablement son risque de chute augmenter. Cette association n'a que peu été constatée dans la littérature (Lord and Fitzpatrick, 2001) et mériterait de faire l'objet d'une analyse lors de l'évaluation d'une population ou d'un sujet chez qui un risque de chute est soupçonné. Ce test est donc une mesure facilement utilisable en clinique et facile à interpréter (mesure d'une durée). De plus, il renseigne sur un déficit propre à la personne et fait donc partie des tests que l'on pourrait proposer à une population âgée autonome pour débuter la détection du risque de chute.

3.4. Rôles des informations sensorielles et des limites biomécaniques

3.4.1. Introduction

Selon Horak (2006), deux des six ressources composant le contrôle de l'équilibre sont constituées par les informations sensorielles (l'orientation dans l'espace et les stratégies sensorielles). Le rôle des informations sensorielles est donc primordial pour le maintien de l'équilibre d'un individu, car elles lui permettent de percevoir à la fois l'environnement et l'état dans lequel il se trouve (Allum et al., 2002). Notamment, les systèmes impliqués sont la vue (Ray and Wolf, 2008), le système vestibulaire (Allum

et al., 2011; St George and Fitzpatrick, 2011) et le système proprioceptif (Allum et al., 1998). L'utilisation de ces différents systèmes serait modifiée en continu, pour s'adapter aux différentes situations posturales pouvant être rencontrées par un individu. On parle alors de « repondération » sensorielle (Horak, 2006; Peterka, 2002; van der Kooij et al., 1999). Un deuxième aspect essentiel concerne les limites biomécaniques du sujet, qui contraignent ses possibilités de mouvement. Elles sont directement liées aux informations sensorielles, car c'est grâce à elles que le système peut détecter s'il s'en approche ou non. Les limites biomécaniques sont notamment : la taille de la BS (King et al., 1994b), les longueurs des segments corporels, les amplitudes articulaires et la force musculaire maximale. Ces informations étant nombreuses, nous avons regroupé leur évaluation à l'aide du BESTest (Horak et al., 2009). Nous émettons l'hypothèse que les C obtiendront un score plus faible que les NC au cours de ce test, et que ceci s'explique – du moins en partie – par une dégradation du sous-système « réponse posturale réactive ».

3.4.2. Variables mesurées et statistiques

La variable principale obtenue est un score compris entre 0 et 18 qui est issu du cumul des notations des 6 tâches, évaluées de 0 à 3. Plus ce score est élevé, moins la personne est considérée comme étant à risque de chute. L'évaluation des sous-systèmes permet aussi d'identifier si l'un d'entre eux est déficient dans l'un des groupes. L'ensemble de ces scores étant des variables numériques suivant une loi normale, nous effectuons un test statistique paramétrique simple de comparaison de moyenne, de type T de Student. Les moyennes des groupes C et NC seront considérées comme significativement différentes avec un $p < 0.05$.

3.4.3. Résultats

Les résultats obtenus sont présentés dans le Tableau 16. Le score obtenu au Brief BESTest est significativement meilleur pour les NC que pour les C. Le seul « sous-système » qui montre une différence significative entre les deux groupes est la tâche impliquant des APA, avec un score plus élevé pour les NC. En effet, plus de 90% des NC ont un score supérieur ou égal à 2 dans cette tâche, ce qui correspond à une « stabilité acceptable », alors que moins de 60% des C se trouvent dans ce cas. La tâche de contraintes biomécaniques montre quant à elle une tendance à différencier les groupes ($p = 0.059$). On constate notamment que plus des deux tiers des NC ont un score supérieur ou égal à 2, alors que seule la moitié des C se trouvent dans ce cas. La tâche de réponse posturale réactive n'est pas différente entre les groupes, de même que la tâche d'orientation sensorielle et que les deux tests cliniques très classiques, i.e. le FRT et le TUG.

Variables	Chuteurs (n = 21)	Non-chuteurs (n = 26)	T	p
Contraintes biomécaniques				
Score moyen (écart type)	1.71 (0.95)	2.27 (1)	1.93	*0.059*
Scores > ou égal à 2 (%)	47.7	69.3		
Scores < 2 (%)	52.3	30.7		
Limites de stabilité (FRT)				
Score moyen (écart type)	2.28 (0.56)	2.34 (0.56)	0.36	0.71
Scores > ou égal à 2 (%)	95.3	96.2		
Scores < 2 (%)	4.7	3.8		
APA				
Score moyen (écart type)	1.9 (0.88)	2.53 (0.76)	2.58	**0.013**
Scores > ou égal à 2 (%)	57.2	92.3		
Scores < 2 (%)	42.8	7.7		
Réponse posturale réactive				
Score moyen (écart type)	2 (0.94)	2.19 (0.85)	0.72	0.47
Scores > ou égal à 2 (%)	76.2	88.5		
Scores < 2 (%)	23.8	11.5		
Orientation sensorielle				
Score moyen (écart type)	2.85 (0.35)	2.96 (0.19)	1.19	0.24
Scores > ou égal à 2 (%)	100	100		
Scores < 2 (%)	0	0		
Stabilité de la marche (TUG)				
Score moyen (écart type)	2.95 (0.21)	3 (0)	1	0.32
Scores > ou égal à 2 (%)	100	100		
Scores < 2 (%)	0	0		
Brief BESTest	13.71 (2.28)	15.3 (2.32)	2.36	**0.022**

Tableau 16 : Scores moyens (écarts types) obtenus lors du test Brief BESTest pour la population âgée. Les 6 premières tâches sont notées sur 3. Le Brief BESTest est noté sur 18. Les p qui se sont révélés significatifs sont indiqués en gras. FRT = Functional Reach Test. TUG = Timmed Up and Go.

3.4.4. Discussion – conclusion

Ce test présente l'originalité de ne pas se limiter à un score global, mais fournit un moyen pour identifier le (ou les) sous-système(s) déficient(s) qui explique(nt) le score global observé. Nous constatons que les C ont un score global légèrement inférieur à celui des NC. Grâce à la décomposition en « sous-systèmes », nous sommes en mesure de dire que cette différence s'explique par deux capacités, qui commencent à se dégrader chez nos sujets âgés chuteurs : 1) la capacité maintenir l'équilibre en appui unipodal et 2) le contrôle du maintien d'une position d'équilibre sollicitant essentiellement l'abducteur de la hanche. Il se trouve que la diminution de la force musculaire liée à l'âge a été démontrée à de nombreuses reprises (Barrett and

Lichtwark, 2008; Butler et al., 2008; Lin and Woollacott, 2002; Senden et al., 2014) et qu'une faiblesse des muscles abducteurs de la hanche est rapportée à la fois comme responsable d'une difficulté à maintenir sa stabilité médio-latérale (Chang et al., 2005; Johnson et al., 2004; Johnson-Hilliard et al., 2008) et comme la raison principale des ruptures du col du fémur lors de chutes (Maki and Mcilroy, 1998; Mille et al., 2005; Smeesters et al., 2001). Ainsi, si cet aspect biomécanique se révèle déjà auprès d'une population autonome et en bonne santé, il doit être considéré comme important et faire partie des programmes d'entraînement de prévention du risque de chute. D'autre part, la capacité à réaliser des APA est indispensable pour rester en équilibre lorsque l'on souhaite volontairement modifier sa posture (Breniere et al., 1987; Duncan et al., 1990a; Massion, 1992). Néanmoins, l'appellation lors de ce test est quelque peu erronée, en effet si la tâche sollicite effectivement des APA, la personne est plutôt évaluée sur sa capacité à maintenir la position en appui unipodal. Ainsi, cette tâche vient plutôt contraindre fortement la dimension ML, en réduisant fortement la BS selon cet axe, ce qui rend ainsi le maintien de l'équilibre plus complexe (Melzer et al., 2004). Si ces deux capacités identifiées comme diminuées chez les C impliquent la réalisation d'actions musculaires permettant de maintenir l'équilibre selon l'axe ML, cette version « Brief » ne propose pas les mêmes tests selon l'axe AP. Nous ne pouvons donc conclure du bon fonctionnement de ces mécanismes selon l'axe AP. De plus, nous trouvons que ni les mécanismes sensoriels ni les limites de stabilité ne sont des facteurs limitants dans notre population.
Ainsi, le Brief BESTest a permis non seulement de distinguer les C des NC, mais aussi de révéler l'importance de la réalisation d'actions permettant de maintenir l'équilibre ML (force des abducteurs de hanche, capacité à contrôler son équilibre lorsque la BS est réduite). Ce test, conçu pour la clinique, est néanmoins une piste très intéressante car il reste simple à mener et permet déjà d'identifier des facteurs de risque chez des personnes en bonne santé.

3.5. Le maintien de la posture « statique »

3.5.1. Introduction

Les oscillations posturales lors d'une tâche d'équilibre statique sont aisément appréciables en clinique pour évaluer l'équilibre des patients (Winter, 1995), et permettraient notamment de distinguer les chuteurs et des non-chuteurs (Melzer et al., 2004b; Piirtola and Era, 2006; Swanenburg et al., 2010). En effet, ces oscillations sont souvent considérées comme correspondantes à des corrections effectuées par le SNC pour maintenir la stabilité lorsqu'un individu se trouve en position debout. L'observation du mouvement du CP au cours du temps est un indicateur permettant de mesurer les conséquences des contractions musculaires correctives réalisées par

des sujets (Prieto et al., 1996). Ainsi, des mesures relatives à son déplacement sont largement utilisées pour évaluer l'équilibre (ou « stabilité posturale ») des personnes âgées (Lin et al., 2008; Masani et al., 2011; Melzer et al., 2004b; Prieto et al., 1996) et surtout le contrôle moteur de la posture (Albertsen et al., 2010; Bottaro et al., 2005; Danna-Dos-Santos et al., 2009; Donker et al., 2007; Fitzpatrick and McCloskey, 1994; Kouzaki and Masani, 2008; Peterka, 2002). Cette tâche de maintien postural étant relativement facile à effectuer, elle est utilisée pour évaluer l'équilibre de sujets pathologiques (e.g. Diener et al., 1984; Donker et al., 2008). Il en ressort généralement que plus le CP se déplace vite et sur une grande surface, moins le contrôle de l'équilibre « statique » est considéré comme satisfaisant. Néanmoins, cette mesure ne serait représentative que de la capacité à maintenir un état d'équilibre postural stationnaire (Hamacher et al., 2011; Mancini and Horak, 2010; Visser et al., 2008) et ne permettrait pas d'évaluer les capacités d'équilibre réactif des personnes (Shimada et al., 2003). Nous faisons alors l'hypothèse qu'une mesure de posturographie statique sera insuffisante pour distinguer nos deux groupes, ce mécanisme ne devant pas être celui qui révèlera les déficiences les plus marquées dans la population évaluée.

3.5.2. Variables mesurées et statistiques

La mesure de la capacité à maintenir son équilibre en position debout « statique » est effectuée à l'aide du déplacement du CP. En utilisant les équations du CP (voir Partie 1), nous calculons son déplacement horizontal durant les 25 secondes de chaque essai de posturographie (voir Figure 45 pour un exemple).

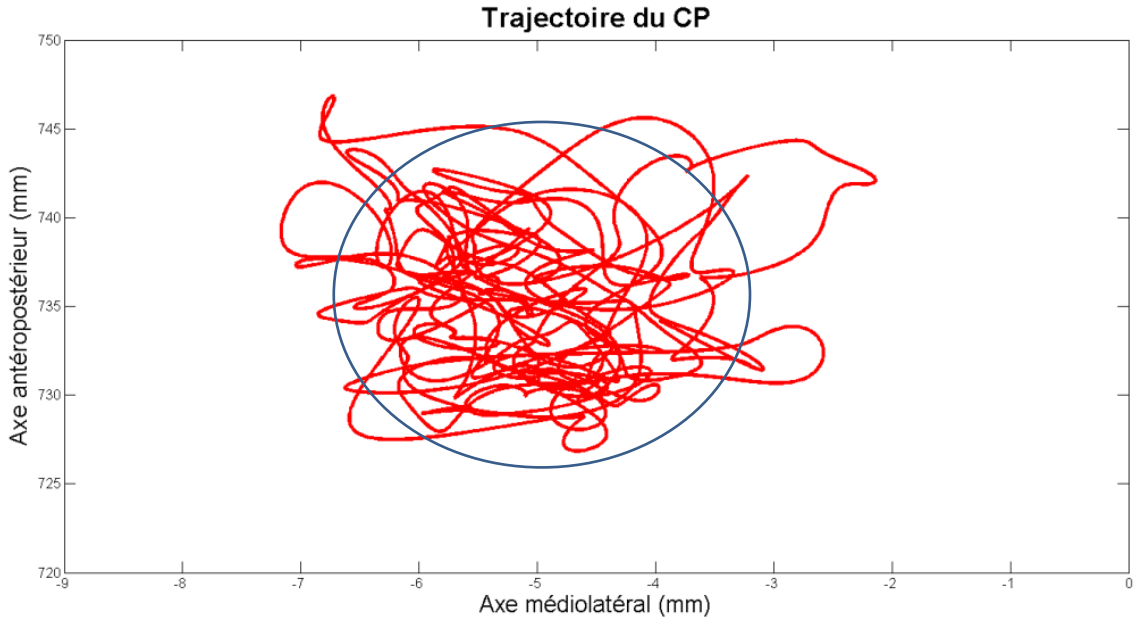


Figure 45 : Trajectoire (en rouge) du déplacement du CP pendant un essai en condition « Yeux Fermés ». L'ellipse bleue représente l'ellipse de confiance à 95%.

Puis, à partir de la trajectoire du déplacement du CP, nous calculons :

- La *vitesse moyenne de déplacement du CP* au cours de l'essai qui correspond au rapport entre la somme des déplacements et la durée des essais. Pour des raisons de lisibilité, cette vitesse sera exprimée en $mm.s^{-1}$.
- L'*aire de la surface couverte* par ce même CP au cours de l'essai : nous calculons l'aire de l'ellipse de confiance à 95% selon la méthode de Prieto et al. (1996) (voir Figure 45). Cette aire sera exprimée en mm^2.

Ces deux variables sont numériques et suivent une loi normale, elles seront donc analysées à l'aide d'une ANOVA à deux facteurs (âge et passé de chute), uniquement dans la condition yeux fermés (considérée comme la plus délicate). Un $p < 0.05$ sera considéré significatif. Les groupes d'âge sont les mêmes que ceux qui ont été utilisés pour l'analyse du TMT (voir Tableau 13).

3.5.3. Résultats

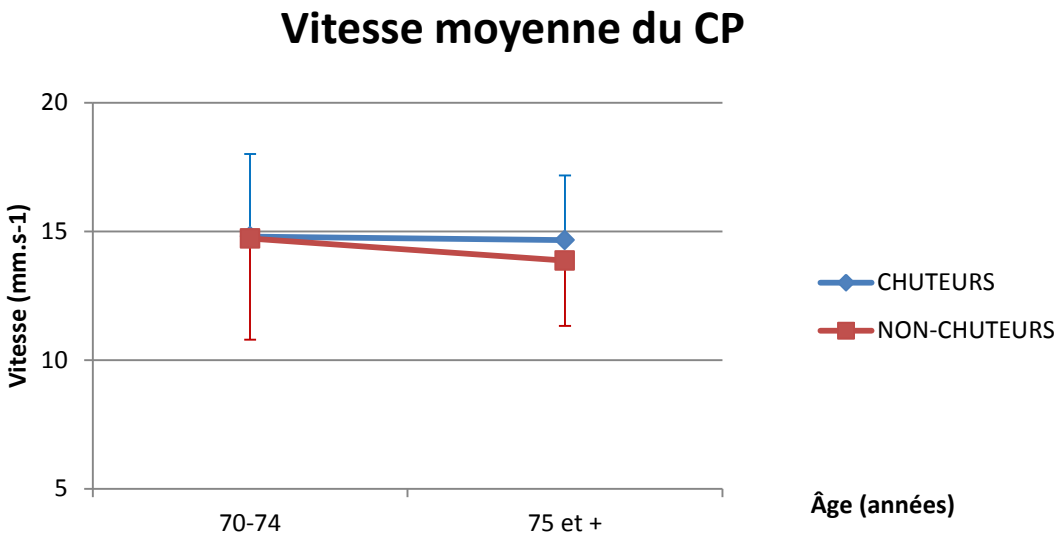


Figure 46 : Vitesses moyennes (écarts types) obtenues pour le déplacement du CP sous les pieds des sujets dans la condition Yeux Fermés). NS correspond à un p non-significatif.

ANOVA	F	p
Effet de l'âge	0.21	0.651
Effet du passé de chute	0.12	0.731
Interaction	0.07	0.788

Tableau 17 : Résultats de l'ANOVA utilisée pour la vitesse de déplacement du CP

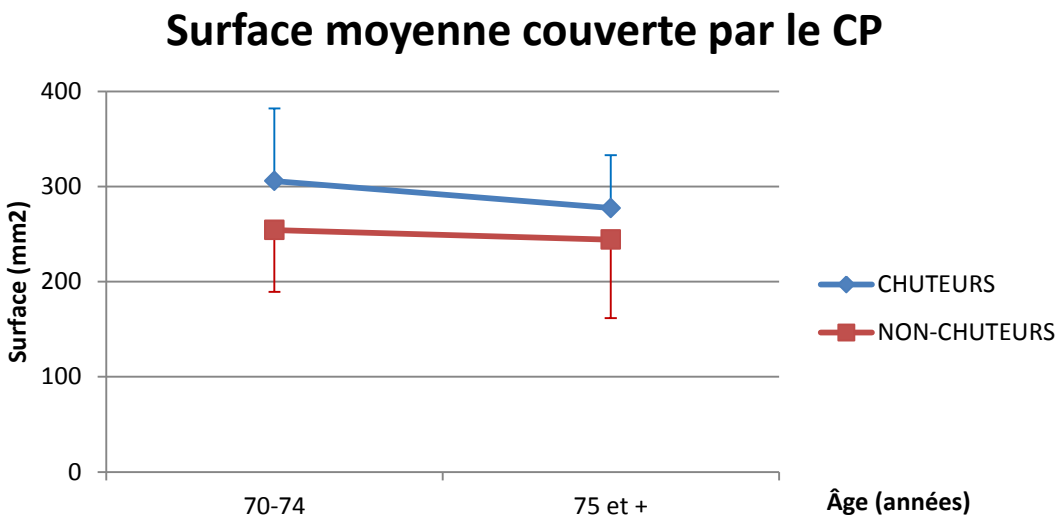


Figure 47 : Aires moyennes (écarts types) mesurées pour le déplacement du CP sous les pieds des sujets dans la condition de posturographie Yeux Fermés.

ANOVA	F	p
Effet de l'âge	0.12	0.735
Effet du passé de chute	0.49	0.493
Interaction	0.01	0.938

Tableau 18 : Résultats de l'ANOVA portant sur l'analyse de la surface couverte par le CP

Malgré une aire légèrement supérieure chez les C, la variabilité est telle que la différence n'est pas significative selon le test statistique. Ainsi, l'ANOVA ne révèle aucun effet dû au passé de chute ou à l'âge des sujets sur ces deux variables.

3.5.4. Discussion – conclusion

L'évaluation posturographique ne s'est pas révélée discriminante entre nos deux groupes de sujets âgés, même dans la condition jugée la plus délicate, i.e. lorsque les yeux étaient fermés. Les valeurs obtenues pour les deux variables étudiées sont de l'ordre de grandeur de celles publiées dans la littérature pour des sujets âgés dans les mêmes conditions (Melzer et al., 2004b; Prieto et al., 1996). Si Melzer et al. (2004) parviennent à distinguer les C des NC à l'aide de ce test, la différence majeure réside dans le fait que dans leur étude les sujets utilisent une BS « étroite », i.e. les talons et les orteils se touchant, ce qui n'était pas le cas dans notre étude. Cependant, ceci indique uniquement que les C ont plus de difficultés à réguler leur équilibre lorsqu'on leur impose une contrainte ML forte. En réalité, ce sont les contraintes biomécaniques de la tâche qui ont été modifiées, réduisant notamment les possibilités des sujets à déplacer leur CP pour contrecarrer l'oscillation du CM. Si des tests de posturographie ont été associés au risque de chute, notamment par le contrôle dans l'axe ML (Maki et al., 1994; Piirtola and Era, 2006; Swanenburg et al., 2010), il est plutôt recommandé aujourd'hui d'utiliser des tests dynamiques pour évaluer ce risque (Johnson-Hilliard

et al., 2008; Mancini and Horak, 2010). Particulièrement, les variables extraites du « sway » postural sont plus efficaces pour identifier des troubles de l'équilibre chez des groupes de sujets que chez des individus, et sont peu adaptées pour identifier la propension à chuter dans la vie de tous les jours (Visser et al., 2008). En effet, cette tâche de posturographie « statique » place la personne dans un contexte sécuritaire, connu, prévisible et non-perturbé. Ces quatre caractéristiques sont opposées à une situation de déséquilibre pouvant amener une chute. Ainsi, cette tâche s'est révélée trop facile pour nos sujets âgés et ne nous a pas permis d'identifier leur risque de chute car les mécanismes impliqués dans cette tâche sont encore très largement fonctionnels. Cette observation confirmerait l'hypothèse de Shimada et al. (2003) qui supporte le fait que l'équilibre stationnaire postural est bien différent de l'équilibre réactif, dans l'hypothèse où ce dernier est effectivement réduit chez nos sujets âgés chuteurs. Il est cependant possible que pour une population qui se trouve dans un état de santé bien plus préoccupant les résultats à ce test soient tout autres.

3.6. Stabilité lors de la marche

3.6.1. Introduction

Une proportion importante de chutes surviennent au cours de la marche (Berg et al., 1997), l'une des activités motrices humaines les plus communes. Notamment, cette activité est intéressante car elle implique le maintien d'un état stationnaire au cours d'un mouvement, i.e. avec des perturbations. La marche est en effet une succession de déséquilibres qui sont continuellement rattrapés. Un enjeu dans la prévention de la chute de nos jours est alors d'essayer d'identifier le risque de chute à travers des mesures qui traduisent une marche instable (Ayoubi et al., 2015). De nombreuses méthodes existent (revue écrite par Bruijn et al., 2013). Compte tenu du matériel à disposition (tapis roulant non-instrumenté), nous avons écarté toute mesure basée sur les forces au sol (XCOM, forces de déstabilisation) pour nous orienter vers une mesure cinématique. Parmi ces mesures, Bruijn et al. (2013) recommandent une mesure de la stabilité basée sur l'analyse des variations de la cinématique entre les cycles de marche. Celle-ci est quantifiée à l'aide d'un exposant : l'exposant maximal de Lyapunov, dans sa version λ_S (aussi appelé MLE pour « Maximal Lyapunov Exponent » en anglais) (Bruijn et al., 2011). Cet exposant sert à quantifier la stabilité dynamique locale d'un système en mouvement. Plus il est faible, plus la stabilité est considérée comme maximale. C'est une méthode reconnue valide pour estimer la probabilité de chuter lors d'une analyse de marche et donc de plus en plus utilisée pour fournir un indice du risque de chute dans cette situation d'équilibre (Bruijn et al., 2013). Nous faisons alors l'hypothèse que les personnes C obtiendront un exposant de stabilité plus élevé que les personnes NC.

3.6.2. Variables mesurées et statistiques

- Exposant maximal de Lyapunov (MLE)

Cet exposant quantifie le taux logarithmique moyen de la divergence d'un système après une faible perturbation (Dingwell and Cusumano, 2000). Ainsi, il considère que chaque état du système, légèrement différent de l'état précédent, peut être considéré comme une perturbation de cet état (Bruijn et al., 2013). En d'autres termes, on calcule l'écart moyen entre un état d'équilibre à un instant t et à un instant t + 1. Cet écart représente la divergence du système, que l'on moyenne ensuite sur l'ensemble des informations mesurées pendant chaque essai. De plus, il est possible de le calculer à l'aide de n'importe quelle mesure cinématique. La mesure cinématique choisie était l'accélération AP, mesurée par la centrale inertielle apposée sur le thorax, car cette mesure est souvent utilisée pour quantifier la stabilité (Bruijn et al., 2009a, 2009b).

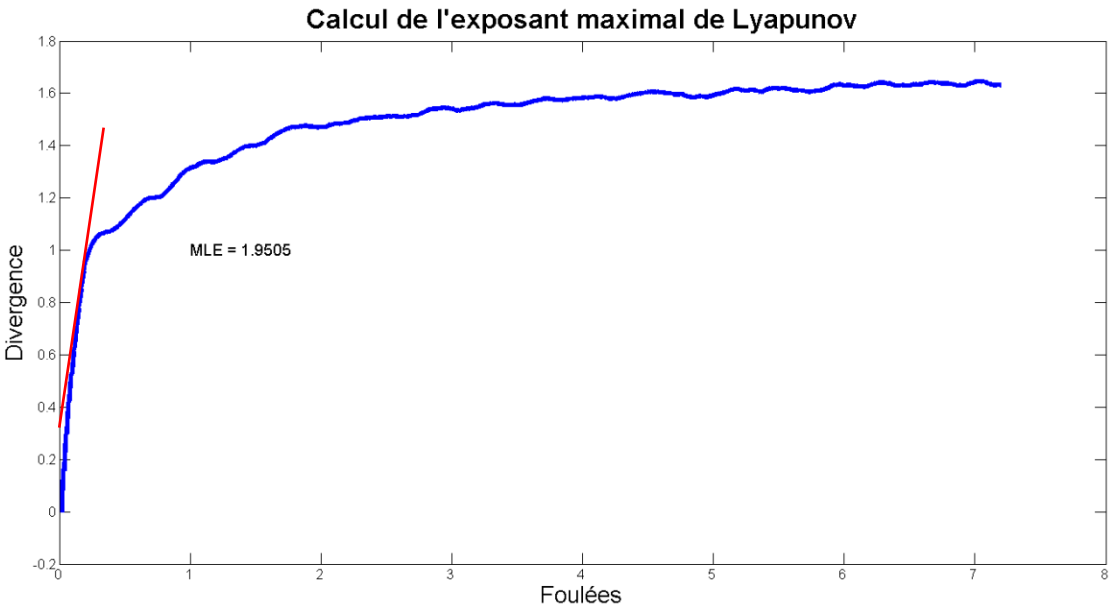


Figure 48 : Courbe représentant la divergence moyenne dans l'espace d'état considéré pour un sujet participant à l'expérimentation, selon le nombre de foulées. Le MLE correspond à l'exposant de Lyapunov donné par la droite rouge qui correspond à la pente de la courbe sur la durée 0 – 0,5 foulée.

Pour calculer l'exposant maximal de Lyapunov, nous avons utilisé la méthode qui implique la constitution d'un espace d'état et le calcul du taux de divergence exponentiel, disponible en détail dans l'article de Dingwell and Cusumano (2000). Pour que l'espace d'état soit interprétable, dans une tâche comme la marche, il doit contenir le même nombre de foulées pour chaque condition et pour chaque sujet. Il est recommandé d'avoir un large panel de données pour une estimation statistique précise, avec un minimum de 150 foulées (Bruijn et al., 2009b). On peut ainsi exprimer le taux de divergence par foulée. Dans notre étude, nous avons enregistré 150 foulées (une foulée correspondant à un pas avec la même jambe) par individu

afin de reproduire cette méthode. Lorsque l'on trace la courbe de la divergence en fonction du nombre de foulées, nous obtenons quelque chose de semblable à ce qui est visible sur la Figure 48. La pente de la courbe (en rouge sur la figure) résultante de la divergence fournit une estimation finie de l'exposant maximal de Lyapunov, appelé λ_1. L'exposant qui nous intéresse, appelé λ_S (ou MLE) est calculé entre les instants 0 et de la moitié de la 1ère foulée.
Le code utilisé pour calculer cet exposant a été construit à partir d'un algorithme déjà existant, trouvé sur la plateforme de partage de documents du site Matlab Central® (http://www.mathworks.com/matlabcentral/fileexchange/38424-largest-lyapunov-exponent-with-rosenstein-s-algorithm/content/ lyarosenstein.m). Ce code a ensuite été modifié pour s'adapter aux données issues des centrales inertielles.

- La vitesse de marche

La vitesse du tapis roulant a été relevée pour tous les sujets et a été considérée comme étant la vitesse de marche.

Ces deux variables étant des variables numériques suivant une loi normale, nous effectuons un test statistique paramétrique simple de comparaison de moyennes entre les groupes C et NC, de type T de Student. Les moyennes des groupes seront considérées comme significativement différentes avec un $p < 0.05$.

3.6.3. Résultats

Variable	**C** (n = 21)	**NC** (n = 26)	**T**	**p**
MLE	1.823 (1.04)	1.006 (0.61)	2.05	**0.045**
Vitesse (m.s^{-1})	0.65 (0.14)	0.75 (0.13)	1.58	0.12

Tableau 19 : Valeurs moyennes (écarts types) obtenues pour les mesures cinématiques réalisées au cours de la tâche de marche sur tapis roulant.

Les C ont un exposant maximal de Lyapunov plus important en moyenne que les NC, traduisant une stabilité dynamique locale réduite. La différence entre les groupes est significative, malgré l'importante variabilité au sein de chaque groupe. En revanche, si les NC ont une vitesse de marche plus élevée que les C, la différence n'est pas significative entre les deux groupes. De plus, même les NC, supposés les moins à risque de chute, ont une vitesse de marche moyenne inférieure à 0,8 m.s^{-1}. Cette variabilité dans la mesure de l'exposant ainsi que la vitesse réduite s'explique certainement par la différence de « familiarité » avec le tapis selon les sujets.

3.6.4. Discussion – conclusion

L'analyse de la marche fait partie des mesures les plus utilisées pour étudier la capacité à maintenir son équilibre au cours d'un mouvement. La mesure de la vitesse

de marche pour les deux groupes de sujets est inférieure à 0,8 $m.s^{-1}$ en moyenne, ce qui les place tous deux en dessous du seuil généralement fixé dans les études pour déterminer que la vitesse est ralentie dans l'un des groupes (Moreira et al., 2015). De plus, la mesure de la vitesse n'a pas permis de distinguer nos groupes de sujets. La raison principale serait le manque de « familiarité » des sujets âgés avec la marche sur tapis roulant, certains effectuant même cette tâche pour la toute première fois dans leur vie. Ainsi, malgré un délai important laissé à chacun pour s'habituer et les explications et encouragements des expérimentateurs, certains sujets restaient mal à l'aise pendant toute la durée du test ou bien montraient des signes d'amélioration seulement après un long délai (~ 8 à 10 minutes, ce qui se révélait parfois être à la fin de la mesure). Egalement, la bonne forme physique de nos sujets pourrait expliquer cette absence de différence entre les groupes.

En revanche, la mesure de l'exposant de stabilité s'avère plus intéressante, avec un indice qui distingue que la capacité à contrecarrer les effets d'une petite perturbation est plus faible chez les C que chez les NC. Ceci indique que le pattern cinématique des C est plus souvent différent d'un pas à l'autre, i.e. que le sujet doit plus souvent compenser le déséquilibre venant du pas précédent. Ceci est souvent reporté comme lié à une plus grande difficulté de contrôle et d'exécution de la marche (Ayoubi et al., 2015). Toutefois, nos valeurs sont plus faibles que celles obtenues par Bruijn et al. (2009a) mais de l'ordre de grandeur de celles obtenues par Donker et al. (2007). Si notre mesure permet de distinguer les C des NC au cours de la marche, elle souffre toutefois du fait que les sujets n'étaient pas tous familiers de la tâche de marcher sur un tapis roulant. Il est alors possible que nous n'ayons pas réellement mesuré la stabilité au cours d'une marche normale, mais plutôt celle d'une marche légèrement contrainte, pour laquelle les sujets se retrouvaient dans une situation inconfortable et plus difficile que prévu, ce qui a peut-être accru – ou diminué – les effets entre C et NC.

De par son aspect dynamique, la stabilité de la marche se trouve affectée chez des personnes âgées chuteuses autonomes et en bonne santé. Cet indice est assez complexe du point de vue du calcul mais les informations nécessaires à ce calcul restent assez simples à collecter, même en clinique. Si ce paramètre semble prometteur pour devenir un indicateur permettant de détecter un risque de chute chez une personne âgée autonome, il ne renseigne ni sur la capacité de cette personne à se prémunir d'une perturbation imprévisible et involontaire de son équilibre ni sur la nature des possibles déficits.

4. Conclusion du chapitre

Les différents tests utilisés pour évaluer à la fois les capacités sensori-motrices et d'équilibre stationnaire ont montré des résultats mitigés. Si certains confirment ou révèlent leur intérêt dans l'identification du risque de chute chez une population âgée autonome et en bonne santé, d'autres ne permettent pas soit de distinguer le risque de chute des sujets soit de faire ressortir les déficits relatifs aux personnes.

Une mesure comme la stabilité au cours de la marche permet de renseigner sur une capacité globale à maintenir l'équilibre. Si cette mesure nous a permis de distinguer les sujets chuteurs des non-chuteurs, elle ne renseigne pas sur les systèmes qui seraient déficients chez les personnes concernées. Néanmoins, nous relevons tout de même l'importance des tests dynamiques plutôt que des tests statiques (e.g. la posturographie), qui n'engagent pas les mêmes mécanismes de contrôle. Si les informations recueillies par les tests cliniques sont intéressantes, seul le BESTest donne une idée du fonctionnement des mécanismes qui peuvent être identifiés comme déficients, qui sont principalement ceux qui servent au maintien de l'équilibre ML lorsque les contraintes biomécaniques sont augmentées dans cet axe. Mais compte tenu de la bonne forme des sujets évalués dans cette étude, ce test montre plutôt des tendances. Ainsi, une discrimination basée uniquement sur des tests cliniques d'équilibre est possible mais limitée pour discriminer le risque de chute dans cette population.

D'autre part, seules deux mesures psycho-cognitives (i.e. le score à l'ABC Scale et la durée mise pour accomplir le TMT B) ont démontré un potentiel pour identifier un risque de chute chez des personnes âgées autonomes et en bonne santé. Si la peur reste un indicateur renseignant sur l'état général de la personne, la fonction exécutive serait donc bien un mécanisme affecté par cette peur de chuter, qui est souvent liée au contexte dans lequel se trouve l'individu (Tinetti et al., 1994). De plus, même en l'absence de situation de déséquilibre, la résolution d'un problème nécessite un traitement cognitif plus long chez les chuteurs les plus âgés (75 ans et plus), ce qui révèle une plus grande difficulté à inhiber des informations non-adaptées. Etant donné que la programmation d'une action motrice en réponse à un déséquilibre est le fruit d'une décision rapide (Rogers et al., 2003) et probablement sous-corticale (Burleigh and Horak, 1996; Lee et al., 2014), l'allongement du temps nécessaire au traitement de l'information et à la prise de décision mettrait donc plus en danger les personnes âgées chuteuses.

Cette première analyse nous a permis d'identifier deux indicateurs globaux (la peur de chuter et la stabilité au cours de la marche) et trois mécanismes qui montrent des premières déficiences (force des abducteurs de hanche, maintien unipodal et flexibilité mentale) chez les sujets chuteurs. Mais si ces premiers tests donnent des renseignements pertinents sur certains mécanismes touchés chez les personnes âgées chuteuses, aucun d'entre eux ne nous permet de comprendre l'organisation – et donc les possibles déficits – des mécanismes impliqués dans le rattrapage d'équilibre, survenant après un déséquilibre involontaire et imprévisible. Etant donné que la population évaluée était relativement en bonne santé, et donc à un risque de chute encore faible, des tests plus complexes qui impliquent à la fois un traitement rapide et complexe de l'information et une mise en jeu de l'équilibre lors d'un mouvement, devraient permettre de mieux renseigner sur l'exécution et le contrôle de ces mécanismes.

Partie 4b
Résultats : Analyse des tâches de pas volontaire (CSRT) et de pas protectif

1. Informations pratiques

1.1. Communications

Les résultats portant sur l'analyse de variables du CSRT et du pas protectif (longueur du pas, durée de la préparation du pas), ont été présentés en poster lors du XXII^{ème} congrès annuel de l'ISPGR (International Society for Posture and Gait Research) qui s'est tenu à Séville, du 29/06/2015 au 02/07/2015, lors de la session « Falls and Fall Prevention ».

Les résultats des sujets jeunes ont été présentés en communication orale par Mr Thibaud Berthollet, kinésithérapeute et étudiant en Master Biomécanique, lors du XXI^{ème} congrès annuel de la SOFPEL (Société Francophone étudiant la Posture, l'Equilibre et la Locomotion) qui s'est tenu à Rennes, du 04/12/2014 au 06/12/2014, lors de la session « Biomécanique 1 ».

1.2. Etudiants impliqués dans le travail de recherche

La collecte, le traitement et l'analyse des données concernant uniquement les sujets jeunes ont été réalisés avec la contribution de Mr Thibaud Berthollet, kinésithérapeute, dans le cadre de son stage de Master 2ème année réalisé à l'UFR Mécanique de l'Université Lyon 1, sous la direction de Mr Thomas Robert.

La collecte et le traitement des données concernant les personnes âgées ont été réalisés avec la contribution Mr Ludovic Miramand, kinésithérapeute, dans le cadre de son stage de Master 1ère année réalisé à l'UFR STAPS de Grenoble, sous la direction de Mr Cyril Gailleton.

1.3. Situation du chapitre

Après avoir décrit la première moitié des résultats dans la Partie 4a, ce chapitre contient la présentation et la discussion de la seconde moitié des résultats obtenus à partir des mesures présentées dans le protocole expérimental (voir Partie 2). Ces résultats concernent les deux situations où les sujets ont accomplis des pas : le CSRT et les pas protectifs après un déséquilibre induit par le montage de perturbation.

L'ensemble des résultats présentés dans cette partie concerne les trois groupes de la population, dont les caractéristiques et les outils de mesure utilisés ont été décrits avec précision en Partie 2. De plus, l'ensemble des routines de calcul utilisées pour analyser les résultats ont été codées sous Matlab®. Les tests statistiques ont été réalisés avec le logiciel R®.

1.4. Abréviations utilisées

Pour la présentation des résultats qui vont suivre, les abréviations suivantes seront utilisées : « C », « NC », « J », « PRO » « PC », « PL », et « VOL ». C et NC ont déjà été utilisées dans la partie précédente et désignent respectivement les groupes de sujets chuteurs et non-chuteurs. J désigne le groupe de sujets jeunes. PRO désigne les pas protectifs. PC désigne la condition induisant des pas protectifs à l'aide de la perturbation courte. PL désigne la condition induisant des pas protectifs à l'aide de la perturbation longue. VOL désigne les pas volontaires réalisés lors de la tâche de CSRT.

2. Introduction

Effectuer un pas dans une direction donnée est une stratégie qui est communément et facilement utilisée par tout être humain (Maki and McIlroy, 1997). Cette action est généralement réalisée à partir d'une position debout statique, et sert principalement à initier la marche (Breniere et al., 1987) ou à rattraper son équilibre (Do et al., 1982; McIlroy and Maki, 1993a). Dans les deux cas, la particularité de ce mouvement est une mise en jeu de l'équilibre, à la fois par la mise en mouvement du CM et par la modification de la BS. Pour ce faire, le SNC doit coordonner les actions motrices nécessaires à la fois au déplacement de la jambe qui effectue le pas mais aussi au maintien de l'équilibre selon les contraintes imposées par la tâche. Pour cela, des ajustements posturaux (anticipés et/ou compensatoires) sont utilisés pour maintenir l'équilibre, parfois avant et tout au long de la réalisation de la tâche (Aruin and Latash, 1995; Kanekar and Aruin, 2014; Massion, 1992; Park et al., 2004; Santos et al., 2010b). L'utilisation de ces ajustements dépend du mode de contrôle utilisé pour accomplir la tâche, qui dépend quant à lui de la connaissance qu'a l'individu des contraintes spatiotemporelles de la situation à venir. Ainsi, on peut distinguer deux tâches dans l'action de faire un pas : le pas volontaire et de rattrapage ou pas protectif. Pour simplifier, nous utiliserons uniquement le terme de pas protectif (PRO) pour désigner les pas de rattrapage.

Cette analyse s'intéresse plus particulièrement à des tests dynamiques (i.e. impliquant un mouvement segmentaire important) pour mieux identifier les mécanismes de l'équilibration. Les objectifs de ce chapitre sont :

1- De décrire et de comprendre les mécanismes impliqués dans un pas protectif, qui ne font pas encore consensus dans la littérature scientifique. Notamment, la question de l'organisation de l''utilisation d'APA et/ou d'APC pendant cette tâche n'est pas clairement établie.
2- De déterminer si deux tâches d'équilibre, impliquant la réalisation d'un pas, sont comparables et permettent de distinguer les chuteurs des non-chuteurs dans une population de personnes âgées autonomes et en bonne santé.

Les informations tirées d'une telle étude permettraient de mieux comprendre quels sont les mécanismes déficients qui amènent les personnes âgées à chuter. Ceci devrait aider à améliorer la prévention du risque de chute, mais aussi la prise en charge des personnes victimes de chute, par des professionnels de santé. Enfin, ces connaissances ont pour but de nous renseigner sur les informations les plus pertinentes que nous pouvons utiliser pour quantifier le risque de chute d'une personne âgée.

3. Principaux résultats

3.1. Description des comportements observés

Selon la Figure 28 présentée en Partie 2, 1918 essais, répartis entre les sujets jeunes et âgés ont été traités pour les tâches de pas PRO et pas VOL. Ces essais étaient donc utilisables pour cette analyse. Afin d'avoir une première vision d'ensemble et d'effectuer un premier tri dans ces données, nous présentons les résultats issus de l'ensemble des essais de pas protectifs et de pas volontaires.

3.1.1. Réalisation de pas protectifs

Trois comportements ont été remarqués lors des essais de pas PRO : soit les sujets ne faisaient pas de pas (« Aucun pas »), soit les sujets effectuaient un seul pas, soit les sujets effectuaient plusieurs pas (« Pas Multiples »). Nous avons relevé ces comportements dans les trois groupes de population. Les résultats sont présentés dans le Tableau 20. Ces comportements étant variables d'un sujet à l'autre, pour effectuer une comparaison entre les différents comportements selon les deux perturbations proposées, nous avons réalisés un test Khi-2 où une différence significative était observée lorsque le test renvoyait un $p < 0.05$.

Groupe / **Perturbation**	**Nombre d'essais**	**Aucun pas (%)**	**Au moins un pas (%)**	**Pas multiples (%)**
Chuteurs (n = 21)	342	46 (13.4)	296 (86.6)	25 (8.4)
Courte	171	33 (19.3)*	138 (80.7)	6 (4.3)
Longue	171	13 (7.6)	158 (92.4)*	19 (12)*
Non-chuteurs (n = 26)	441	71 (16.1)	370 (83.9)	43 (11.6)
Courte	219	49 (22.4)*	170 (77.6)	11 (6.4)
Longue	222	22 (9.9)	200 (90.1)*	6 (3)
Âgés (total, n = 47)	783	117 (14.9)	666 (85.1)	68 (10.2)
Jeunes (n = 12)	288	57 (19.8)	231 (80.2)	0 (0)
Courte	144	38 (26.4)*	106 (73.6)	0 (0)
Longue	144	19 (13.2)	125 (86.8)*	0 (0)

*Tableau 20 : Récapitulatif du nombre d'essais en pas protectif effectués par l'ensemble des sujets selon chaque groupe expérimental. Les pourcentages sont indiqués entre parenthèses. Le pourcentage d'essais en pas multiples est calculé selon le nombre d'essais à au moins un pas. * indique une valeur significativement supérieure entre les perturbations Courte et Longue.*

Les essais qui ont le plus souvent impliqué de situation sans pas sont les perturbations « courtes » et ceci pour tous les groupes (χ^2 = 8.115 et p = 0.014, χ^2 = 10.5 et p = 0.005, χ^2 = 12.2 et p < 0.001 respectivement pour C, NC et J). Les essais impliquant des pas multiples ont été assez rarement observés : moins de 10% des essais pour chacun des groupes âgés mais jamais chez les jeunes. De plus, seuls les chuteurs ont effectué plus fréquemment des pas multiples lors de perturbations « longues » (χ^2 = 5.25 et p = 0.042, χ^2 = 1.27 et p = 0.259 respectivement pour C et NC).

3.1.2. Réalisation de pas volontaires lors du CSRT

Lors de l'exécution des pas volontaires, deux types d'erreur ont été constatés : soit le mauvais pied était levé pour être posé sur la cible soit une hésitation était notée, i.e. une réponse visuellement allongée rapportée sur la fiche du sujet lors de l'expérimentation et confirmée par un instant de lever du pied (FO) qui apparaissait 1,5 seconde ou plus après l'apparition du stimulus. Lorsque les expérimentateurs rapportaient une « hésitation » ou une « erreur de pied », l'essai était systématiquement répété pour la personne lors de l'expérimentation, à la fin de la séquence initialement prévue. Ainsi, les valeurs indiquées dans la colonne « Nombre d'essais » correspond au nombre d'essais qui sera réellement analysé par la suite. Le Tableau 21 ci-dessous résume les essais.

Groupe	**Nombre d'essais**	**Validés au 1er essai (%)**	**Hésitations (%)**	**Erreur pied (%)**
Chuteurs (n = 21)	336	316 (94.3)	15 (4.5)	4 (1.9)
Non-chuteurs (n = 26)	400	378 (94.5)	14 (3.5)	8 (2)
Âgés (total, n = 47)	736	694 (94.4)	29 (3.9)	12 (1.6)
Jeunes (n = 12)	192	190 (98.9)	2 (1.1)	0 (0)

Tableau 21 : Récapitulatif du nombre d'essais en pas volontaire effectués par l'ensemble des sujets. Sont indiqués le nombre et le pourcentage d'essais validés, d'essais « avec hésitation » et d'essais avec une erreur du pied à utiliser

Près de 95% des essais chez les âgés et 99% des essais chez les jeunes ont été validés dès le 1er essai. Les pourcentages d'essais avec « hésitation » ou « erreur de pied » sont très faibles (entre 0 et 4%).

3.1.3. Traitement particulier des essais

Une première série d'analyses a été menée, en prenant en compte la direction (de perturbation pour les pas PRO et de la cible pour les pas VOL) comme une des variables indépendante. Il est apparu que les résultats et les effets observés étaient comparables entre les trois directions. L'ajout de cette variable direction n'apportait donc que peu d'information, mais avait tendance à compliquer l'analyse des résultats. Ce résultat peut sembler surprenant par rapport à la littérature (Johnson-Hilliard et al.,

2008; Mille et al., 2013, 2005; Sturnieks et al., 2013) mais peut s'expliquer par le fait que, dans notre expérimentation, la composante latérale était relativement faible : 30° par rapport à la direction Antéro-Antérieure (AA). Nous avons donc choisi, dans la suite de cette partie, de ne présenter l'analyse que des seuls essais ayant été réalisés dans la direction AA (Antéro-Antérieure). De même, seuls les essais en pas VOL comportant des pas initiés dans la direction strictement AP (i.e. sur les cibles DC et GC) seront conservés. D'autre part, et pour notamment observer l'effet de la perturbation sur le rattrapage de l'équilibre, la tâche de pas PRO sera distinguée en deux tâches : les situations avec une perturbation courte (PC) utilisant le Profil A et les situations avec une perturbation longue (PL) utilisant le Profil B, tous deux décrits en Partie 2. Ceci donnera une analyse de 3 tâches : PC, PL et VOL.

3.1.4. Longueur du premier pas et avancée du CM à la pose du pied

Deux variables principales, décrivant le comportement global de l'individu, sont analysées et discutées :

- La *longueur du premier pas* : cette longueur correspond à la distance entre les positions projetées au sol de la cheville de la jambe de vol aux instants T0 (début du stimulus) et FL (« Foot Landing », i.e. le premier instant de pose du pied). Cette longueur est ensuite normalisée par rapport à la longueur du membre inférieur (LMI) de chaque sujet et exprimée en pourcentage de cette longueur.
- La *distance parcourue par le CM* dans la direction AP : cette distance est obtenue en calculant la distance entre les positions du CM sur l'axe AP entre les instants T0 et FL. Ceci correspond au critère de performance de la situation impliquant des pas PRO (voir § consigne, Partie 2).

Pour extraire la cinématique du CM, nous avons utilisé comme modélisation le modèle « de référence » (Dumas et al., 2007) présenté en Partie 3. En effet, le modèle « simplifié » (également présenté en Partie 3) que nous avons développé n'était pas encore validé au moment du traitement des données. Toutefois, en faisant une analyse partielle avec le modèle simplifié – une fois validé – nous avons constaté que les résultats étaient similaires. Les résultats sont indiqués dans le Tableau 22 suivant.

Ces deux variables sont des variables numériques suivant une loi normale (évalué à l'aide d'un test de Shapiro-Wilk). Les effets du groupe de sujets et de la tâche sur la longueur du premier pas ont été analysés pour les pas PRO. La longueur des pas VOL a volontairement été sortie de l'analyse statistique car cette longueur était contrôlée dans le paradigme expérimental. Une analyse de variance (ANOVA) a donc été effectuée sur la longueur du premier pas dans la condition PRO avec les facteurs groupe (C, NC et J) et tâche (PC et PL). Il en ressort que la longueur de pas est significativement allongée entre les conditions PC et PL (voir Tableau 23). De même,

une ANOVA a été menée sur l'avancée du CM à FL avec les facteurs groupe (C, NC et J) et tâche (PC, PL, VOL). Nous constatons tout d'abord un effet de la tâche, avec un CM beaucoup moins avancé lors des pas VOL. Le test post-hoc révèle que le CM avance significativement plus dans le cas PL que PC ($p = 0.02$) pour les âgés et également qu'il avance plus dans la condition PC que VOL ($p < 0.001$), voir Tableau 23. Ainsi, l'interaction observée indique que les âgés avancent moins leur CM dans la condition PC que les jeunes par rapport à la condition PL.

Variables		**Chuteurs (C)**			**Non-Chuteurs (NC)**			**Jeunes (J)**		
	Tâche	M	MD	SD	M	MD	SD	M	MD	SD
Longueur (% LMI)	PC	30.2	28.6	9.5	27.1	26.3	8.7	38.6	37.3	6.9
	PL	40.9	34.7	10.6	39.6	40.2	8.3	39.1	38	6.9
	VOL	40.9	40.7	5.4	40.4	40.4	6.9	40.5	40.2	3.3
Avancée du CM à FL (m)	PC	0.12	0.11	0.04	0.12	0.11	0.02	0.14	0.14	0.04
	PL	0.14	0.13	0.05	0.14	0.13	0.05	0.14	0.13	0.05
	VOL	0.09	0.8	0.02	0.1	0.9	0.03	0.09	0.09	0.02

Tableau 22 : Résultats pour les variables Longueur du pas et Avancée du CM à FL lors des tâches de pas PRO et pas VOL. PC = perturbation courte. PL = perturbation longue. LMI = longueur du membre inférieur. M = moyenne. MD = médiane. SD = écart type.

Variable	**ANOVA**	**F**	**p**
Longueur de pas	Effet de la tâche (PL vs PC)	30.67	**< 0.001**
	Effet du groupe de sujet	4.81	**0.03**
	Interaction	7.23	**< 0.001**
Avancée du CM	Effet de la tâche	39.62	**< 0.001**
	Effet du groupe de sujet	2.43	0.089
	Interaction	7.63	**< 0.001**

Tableau 23 : Résultats de l'analyse statistique portant sur les variables « Longueur de pas » et « Avancée du CM à FL » pour les trois groupes de sujets lors des tâches (PC, PL et VOL).

3.1.6. Discussion – conclusion

Quel que soit le groupe, plus de 80% des essais en pas protectif ont impliqué la réalisation d'au moins un pas. Ceci permet tout d'abord de valider notre choix de perturbation appliquée au niveau du bassin, dans l'optique d'observer un comportement de rattrapage sollicitant une stratégie en changement de support. Ensuite, le pourcentage d'essais sans pas (qui oscille entre 10 et 22% selon les groupes et les conditions) montre que les perturbations utilisées étaient proches du seuil de déclenchement du pas (Bariatinsky et al., 2013; Mille et al., 2003), et qu'il était possible de les rattraper sans faire de pas. Ceci va dans le sens de la littérature, qui indique que les sujets, quel que soit leur âge, privilégient la stratégie en changement de support, même s'il est possible de se rattraper à l'aide d'une stratégie de support fixe (Maki and McIlroy, 1997; Rogers et al., 2001a).

De plus, nous observons que la perturbation utilisée pour le déclenchement des pas PRO a un effet marqué sur le comportement global des sujets. En effet, entre les deux conditions de perturbation, nous remarquons d'une part un pourcentage plus élevé à ne pas faire de pas lors de la PC dans tous les groupes et d'autre part un nombre d'essais avec des pas multiples plus important uniquement chez les C lors de la PL. Or, effectuer plus souvent des pas multiples a été démontré comme étant un marqueur d'un plus grand risque de chute (Johnson-Hilliard et al., 2008; Mille et al., 2013). De plus, lors de la PL, la longueur du pas s'allonge et le CM avance plus pour les âgés. Ainsi, une perturbation qui est plus faible en intensité maximale (22,8 contre 9,4 % du poids du corps) mais plus importante en termes d'impulsion (PL = 2.5 fois PC) oblige les sujets âgés à une réponse de plus grande amplitude.
Enfin, le CM de tous les sujets avance bien plus lors des pas PRO que lors des pas VOL. Ceci indique que pour une longueur de pas PRO équivalente, les sujets déplacent certainement plus les parties hautes du corps pour rattraper leur équilibre (le tronc notamment) dans la direction de la perturbation. En pas VOL, les sujets ont privilégié l'avancée du pied. Nous confirmons ainsi les premiers résultats de la littérature abordant ce sujet (Jacobs and Horak, 2007). D'autre part, ce résultat implique que le comportement lors des pas PRO est bien différent que lors des pas VOL, ce qui avait déjà été suggéré par Luchies et al. (1999).
En conclusion, nous constatons que les perturbations d'équilibre employées ont bien eu l'effet escompté (i.e. provoquer des pas) et démontré que les comportements de rattrapage d'équilibre en changement de support sont bien privilégiés par tous les sujets. De plus, la réponse posturale dépendrait de l'impulsion de la perturbation qui serait un meilleur indicateur que l'intensité maximale. Enfin, les pas VOL semblent être des comportements différents des pas PRO.

3.2. Différences relatives à l'âge et au passé de chute lors du CSRT

3.2.1 Introduction

Lors d'une tâche d'initiation d'un pas volontaire – ou d'initiation de la marche –, les études réalisées montrent toutes la présence d'ajustements posturaux anticipés (APA) qui font partie intégrante du programme moteur (Aruin and Latash, 1995; Burleigh and Horak, 1996; Crenna and Frigo, 1991; Lord and Fitzpatrick, 2001a; Massion, 1992; Patla et al., 1993; Sun et al., 2015). Particulièrement, la phase d'APA implique un mécanisme bien défini et répétable (recul du CP combiné à un déplacement médiolatéral appelé « chargement-déchargement », voir Partie 1 § 2.2.3.). Ce mécanisme permet notamment de créer à la fois la vitesse nécessaire au déplacement du CM dans la direction de mouvement et à déplacer le CM au-dessus de la future BS, constituée par le pied qui reste au sol, pour maintenir l'équilibre. Il a été montré

dans la littérature que les durées du temps de réaction (TR) et de l'exécution de ces APA augmentaient avec l'âge (Patla et al., 1993). Ces auteurs ont alors fait l'hypothèse que si la durée d'exécution totale d'un pas est allongée, cela peut avoir des conséquences dramatiques sur le résultat d'une réponse posturale impliquant un pas protectif. En effet, cette phase de chargement-déchargement a récemment été désignée comme déterminante dans la capacité à maintenir son équilibre au cours du pas (Robinovitch et al., 2013). Plusieurs études se sont donc intéressées à évaluer cette tâche pour identifier le risque de chute des personnes âgées. La première, qui fait référence avec la mise en place du test CSRT (« Choice Stepping Reaction Time »), est celle de Lord and Fitzpatrick (2001). Leurs résultats indiquent qu'un temps allongé à l'exécution de ce test est l'indicateur le plus significatif de l'augmentation du risque de chute, parmi plusieurs autres mesures cognitives et motrices. De nombreuses études ont alors porté sur cette tâche, indiquant que ce test est un bon moyen de distinguer les âgés chuteurs des non-chuteurs (Cohen et al., 2011; Pijnappels et al., 2010; St George et al., 2007). Ce qui est mis en avant lors de cette tâche est notamment l'implication de mécanismes cognitifs lors d'un choix à réaliser dans un environnement peu prévisible et la capacité à réaliser un pas le plus rapidement possible (Lord and Fitzpatrick, 2001; Sun et al., 2015).

Cependant, si la mesure de la durée est un indicateur fiable de l'augmentation du risque de chute chez une personne âgée, les capacités déficientes responsables de l'augmentation de cette durée n'ont pas été clairement identifiées. Nous savons que ce test présente une corrélation avec le test TMT B (Lord and Fitzpatrick, 2001; Pijnappels et al., 2010), qui renseigne sur les capacités cognitives de traitement de l'information. Mais les mécanismes biomécaniques, notamment lors des APA, n'ont pas été décrits avec précision et pourraient expliquer l'allongement de la durée totale d'exécution du pas. De plus, des mesures expliquant l'allongement de la durée de la phase de swing ne sont jamais rapportées dans les études.

Nous nous posons alors la question suivante : quels sont les capacités déficientes chez les âgés C qui expliquent l'allongement significatif de la durée de la réponse ? Pour répondre à cette question, nous avons d'abord réalisé une analyse temporelle des différentes phases du pas. Puis, nous complèterons cette analyse par une observation du mouvement du CP pendant les APA et du déplacement du pied pendant la phase de swing.

3.2.2. Méthode d'analyse

Les trois phases temporelles principales d'un pas volontaire sont :

- *Le temps de réaction* (TR) qui correspond à la durée entre le début du stimulus et la première réaction motrice mesurable (ici le début des APA),
- *Le « temps de préparation du pas »* (TPP) qui est la durée comprise entre la fin du TR et le début du lever du pied (ici il correspond à la durée des APA),

- *La phase de « swing »* (PS) qui est la durée pendant laquelle l'un des deux pieds est en l'air. On l'identifie classiquement entre deux instants : celui du lever du pied « Foot Off » (FO) et de pose du pied « Foot Landing » (FL).

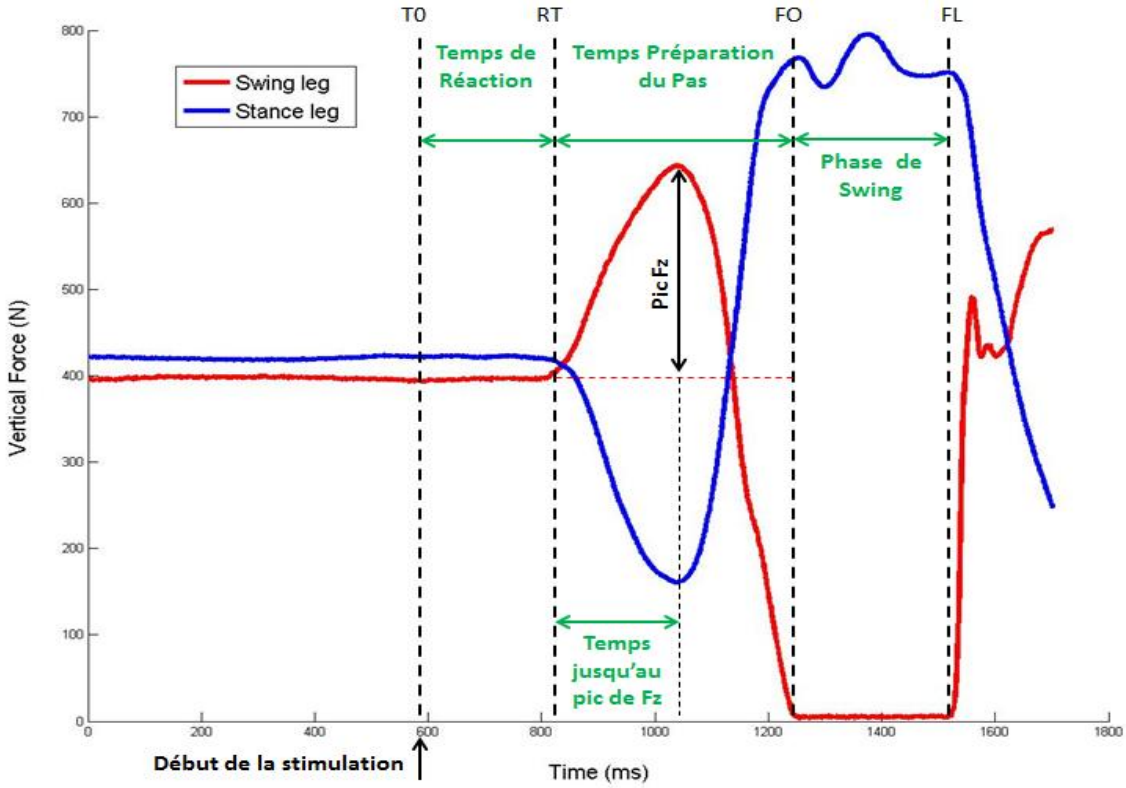


Figure 49 : Représentation en fonction du temps des composantes verticales des forces exercées sous les pieds d'un sujet âgé effectuant un pas volontaire (VOL). Les trois phases temporelles principales, indiquées en vert, sont identifiées grâce aux instants caractéristiques T0, TR, FO et FL. La jambe d'appui (stance) est représentée en bleu et la jambe de vol (swing) en rouge.

Pour mesurer ces trois phases, nous avons utilisé deux signaux particuliers pour identifier quatre instants clés :

- Le signal de l'interrupteur allumant la DEL, sur lequel le premier front montant était détecté et identifié comme l'instant *T0* (début du stimulus).
- Les signaux correspondant à la composante verticale des forces de réaction (F_Z), mesurées par les plateformes situées sous les pieds des sujets au cours du pas (voir Figure 49). A partir de ces signaux étaient identifiés :
    - Le début de la mise en charge de la jambe qui va se lever (jambe de vol, ou jambe de « swing » en anglais) qui correspond au début des APA et que nous appelons *TR*,
    - Le premier instant où la force sous la jambe de vol devenait inférieure à 2.5% du poids du sujet, qui correspond au lever du pied (*FO*),

- Le premier instant où la force sous la jambe de vol devenait à nouveau supérieure à 2.5% du poids du sujet, qui correspond à la pose du pied (*FL*).

Pour analyser le déplacement du pied lors de la phase de swing, les normes de *vitesse* et *d'accélération sagittales du pied* ont été calculées en dérivant une fois (vitesse) ou deux fois (accélération) le déplacement du centre de la cheville, à l'aide d'un calcul de différences finies. Les données étaient filtrées avant chaque étape de dérivation à l'aide d'un filtre passe-bas de 2ème ordre de type Butterworth, à une fréquence de 4 Hz.

Ensuite, pour cibler l'exécution des APA, nous avons calculé à partir de la *trajectoire du CP* (obtenues grâce aux équations présentées en Partie 1) :

- *L'amplitude de déplacement* sur les axes AP et ML pendant les APA, qui correspond à la distance entre les positions du CP mesurées à des instants clés (T0, début du déchargement de la jambe de swing, FO), voir Figure 50.
- *La vitesse de déplacement du CP* : elle a été calculée en utilisant la même méthode que pour obtenir la vitesse de déplacement du pied, mais à partir des données de la trajectoire du CP.

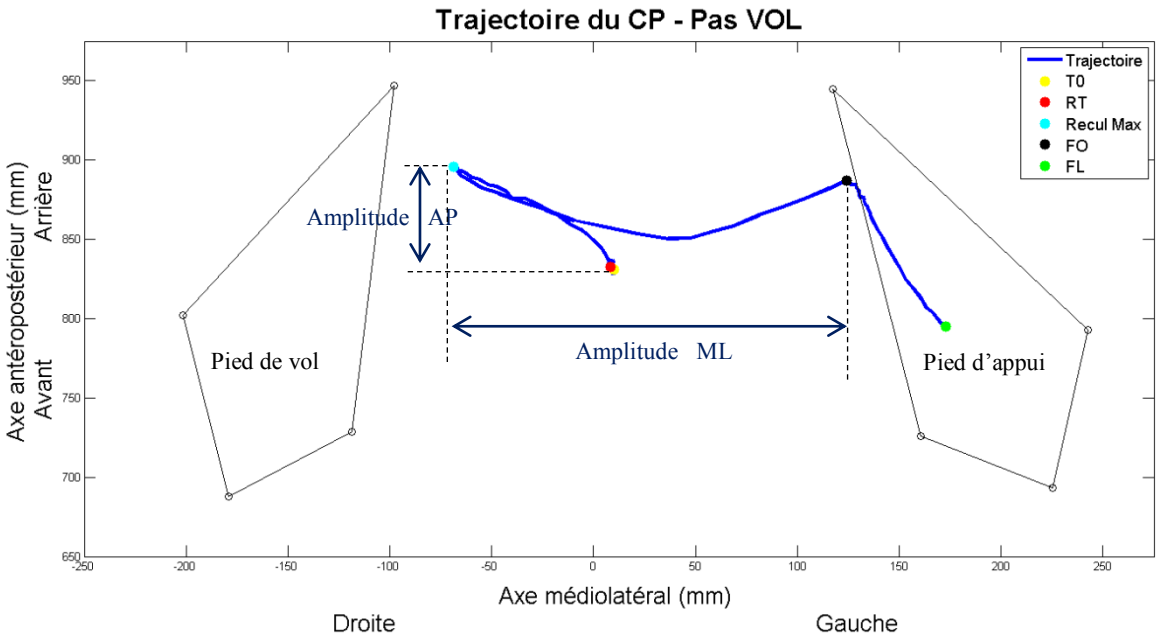


Figure 50 : Trajectoire horizontale typique du déplacement du CP sous les pieds du sujet lors d'un pas VOL réalisé avec le pied droit. Les pieds droit et gauche sont représentés en noir, la trajectoire du CP en bleu et les instants particuliers à l'aide de cercles de couleur. Les pieds ont été modélisés à partir de la position des marqueurs.

Pour mieux s'affranchir de la variabilité, l'ensemble des variables a été analysé à l'aide d'un test non-paramétrique de type Kruskal-Wallis. Un $p < 0.05$ est considéré comme significatif pour indiquer une différence entre les groupes.

3.2.3. Résultats

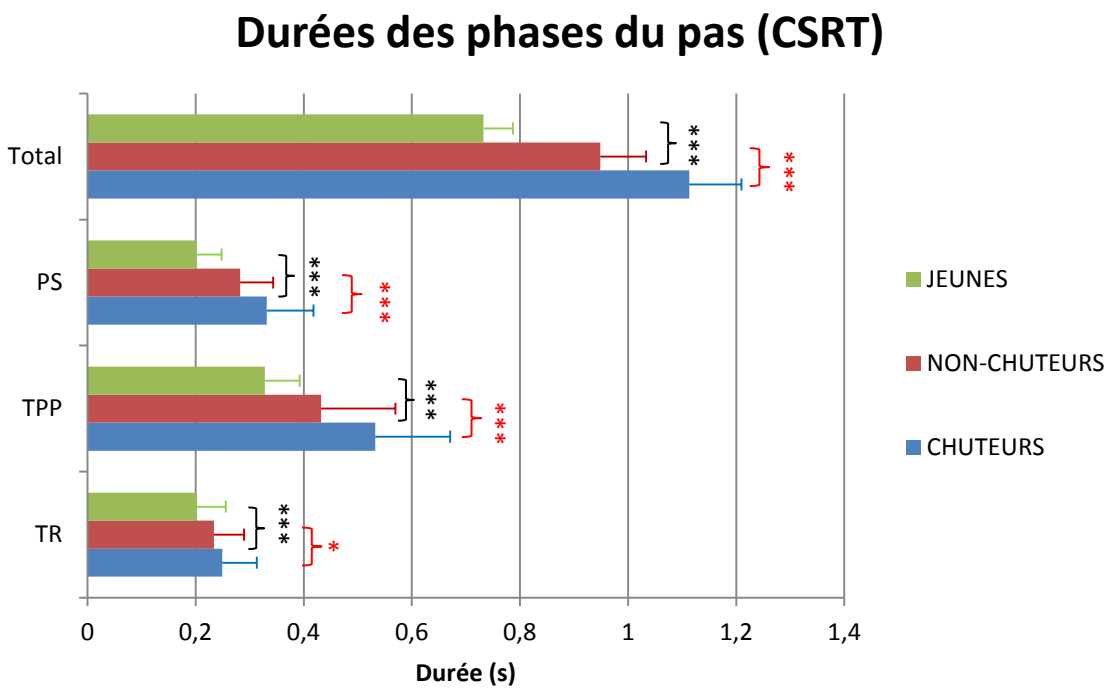


*Figure 51 : Durées moyennes (écarts types) des différentes phases du pas volontaire réalisé pendant la tâche de CSRT. * indique un p < 0.05. *** indique un p < 0.001. Les accolades rouges représentent une comparaison C / NC. Les accolades noires représentent une comparaison J / âgés.*

	Variables	Chuteurs (C)			Non-Chuteurs (NC)			Jeunes (J)			X^2	Groupes		
		M	MD	SD	M	MD	SD	M	MD	SD		C/NC	NC/J	C/J
TPP	Amplitude AP (cm)	3,1	3	1,2	4,3	4,2	1,6	6,1	6	1,1	**< 0,001**	***	***	***
	Amplitude ML (cm)	20,5	20,2	3,5	20,7	20,5	3,9	23,4	23,3	4,4	**< 0,001**	0.107	***	***
	Vit recul ($m.s^{-1}$)	0,29	0,27	0,09	0,34	0,33	0,09	0,58	0,55	0,16	**< 0,001**	***	***	***
	Vit décharge ($m.s^{-1}$)	0,72	0,71	0,2	0,91	0,90	0,25	1,81	1,74	0,55	**< 0,001**	***	***	***
PS	Pic Vit ($m.s^{-1}$)	1,63	1,57	0,31	1,77	1,71	0,28	2,41	2,45	0,22	**< 0,001**	**	***	***
	Pic Acc ($m.s^{-2}$)	12,4	11,2	3,7	13,8	12,4	4,4	21	21,6	3,5	**< 0,001**	*	***	***

*Tableau 24 : Résultats relatifs au déplacement du pied lors de la phase de swing (lignes du haut) et au déplacement du CP durant les APA (lignes du bas). M = moyenne. MD = médiane. SD = écart type. * indique un p < 0.05. ** indique un p < 0.01. *** indique un p < 0.001.*

La durée totale du pas est différente selon les groupes (χ^2 = 233.44 et p < 0.001) avec la durée la plus longue pour les C par rapport au NC (p < 0.001) et une durée plus courte pour les J par rapport aux NC (p < 0.001). L'analyse des trois phases donne toujours une durée significativement plus longue pour les C par rapport aux NC, eux-mêmes ayant une durée allongée par rapport aux J. Ainsi, pour le TR χ^2 = 49.34 avec p < 0.001 ; pour la durée du TPP le test donne un χ^2 = 222.07 avec p < 0.001 et enfin la durée de la PS renvoie un χ^2 = 136.41 avec p < 0.001. Ces résultats sont résumés dans la Figure 51 ci-dessus.
L'analyse des variables explicatives montre tout d'abord que les J déplacent leur CP plus vite et de façon plus ample que les âgés lors des APA (i.e. le TPP), tout comme leur pied est déplacé plus rapidement lors de la phase de swing (voir Tableau 24). Nous constatons ensuite que les NC déplacent, quant à eux, leur CP plus amplement lors du recul initial que les C, et qu'il est déplacé plus vite à la fois lors du recul et de la décharge de la jambe de swing. Ceci entraîne un déplacement plus rapide du pied des NC pendant la PS par rapport aux C.

3.2.4. Discussion – conclusion

Le test CSRT (tâche de pas volontaire en temps de réaction avec choix) s'est révélé très pertinent pour dévoiler à la fois les effets du vieillissement et du passé de chuteur dans notre étude. Tout d'abord, nous observons bien le pattern classique de déplacement du CP pendant la réalisation d'un pas volontaire, qui a été très bien décrit dans la littérature (Breniere et al., 1987; Sun et al., 2015). Ensuite, les variables concernant les durées des différentes phases du pas ont notamment permis de constater que, comparativement aux jeunes et aux âgés NC, les âgés C sont plus lents pour initier et exécuter rapidement des pas volontaires sur une cible. Ceci avait déjà été montré dans la littérature (Lord and Fitzpatrick, 2001a; Pijnappels et al., 2010; St George et al., 2007) et fait encore l'objet de nombreuses recherches.
Pour expliquer cet allongement, nous avons décomposé le pas en trois phases temporelles. Tout d'abord, il est bien connu que le TR augmente avec l'âge (dégradation lente et progressive des systèmes physiologiques). Mais les résultats montrent aussi que le traitement de l'information et la planification de l'action (sollicitant la fonction exécutive) seraient bien affectés à la fois par l'âge et le risque de chute (Mirelman et al., 2012), car les autres phases (TPP et PS) sont allongées chez les C. L'allongement de ces phases avait été constaté dans la littérature, sans que des variables permettant d'expliquer la raison de cet allongement soient fournies. Aussi l'originalité de ce travail était de proposer des réponses à ce sujet.
Premièrement, l'analyse de la phase des APA (i.e. le TPP) indique que les J ont une amplitude de recul du CP supérieure à celle des NC, qui est elle-même supérieure à celle des C. Les résultats vont dans le même sens (J > NC > C) pour la vitesse de déplacement du CP, que ce soit durant le recul ou la décharge du pied de vol (voir Tableau 24). Le déplacement du CP dans la BS lors des APA permet de créer les

conditions biomécaniques suffisantes pour déplacer le pied dans une direction en conservant son équilibre (Aruin and Latash, 1995). Aussi, si les J et les NC parviennent à déplacer leur CP rapidement et avec une grande amplitude, ils mettent plus rapidement – et de manière plus importante – en mouvement leur CM pour se projeter eux-mêmes en direction de la cible. En effet, il faut paradoxalement se déséquilibrer pour se mettre en mouvement. Ainsi, plus ce déséquilibre sera important plus la mise en mouvement sera efficace. Notamment, cette phase d'APA est très importante, car elle va conditionner la phase de swing (McIlroy and Maki, 1996). C'est effectivement ce que nous constatons, pour les groupes où le déplacement du CP est ample et rapide, le pied est déplacé le plus rapidement.

Nous avons tenté d'évaluer la qualité des APA en observant aussi la phase de swing, qui reste peu décrite dans la littérature. Effectivement, et peu de résultats le démontrent, la phase de swing est rallongée chez les âgés (Luchies et al., 2002) et particulièrement chez les C. Notamment, les J et les âgés NC sont beaucoup plus rapides que les C pour déplacer leur pied et ainsi atteindre la cible (i.e. le sol). Le ralentissement général de la production des APA couplé à une diminution des capacités musculaires provoquerait donc un ralentissement du déplacement du pied utilisé pour faire un pas chez les âgés C. Ceci augmente leur risque de chute, car ils restent plus longtemps en appui unipodal, une situation plus difficile à maintenir car la BS est considérablement réduite selon l'axe ML. De plus, ceci indique que la capacité à déplacer volontairement et rapidement son pied est compromise chez les âgés C.

Cette plus grande difficulté à programmer et à exécuter les APA indique une capacité d'adaptation dégradée (Segev-Jacubovski et al., 2011) car on demande au sujet, dans cette tâche, de correctement s'adapter au stimulus qui lui est proposé (choix du pied avec lequel faire le pas). Une corrélation probable avec les résultats obtenus au test TMT B, indiquerait qu'ils ont bien une plus grande difficulté à inhiber les informations « perturbatrices » (i.e. non-directement reliées à l'objectif principal de la tâche), pour établir le plus rapidement possible la stratégie motrice la plus appropriée. Ou bien qu'ils aient plus de mal à accorder plus d'attention à la tâche motrice, sachant que la tâche posturale serait privilégiée en cas de mise en jeu de l'équilibre (Lion et al., 2014). De plus, ceci pourrait être lié à une plus grande peur de chuter mesurée chez les sujets C (voir Partie 4a) et pourrait expliquer la difficulté des centres décisionnels à donner des priorités aux informations sensorielles et/ou un contrôle plus conscient (Huffman et al., 2009).

En conclusion, l'analyse du CSRT a montré que la capacité des âgés C à initier et exécuter rapidement un pas était dégradée par rapport à celle des NC, et encore plus par rapport à celle des J. Plus particulièrement, si les mécanismes de traitement, d'intégration et de programmation de l'information sont ralentis, les réponses biomécaniques seront dégradées. Cette tâche s'avère alors être une bonne piste pour détecter les futurs chuteurs, en révélant leurs difficultés à s'adapter à un stimulus et

une consigne les obligeant à se déséquilibrer eux-mêmes rapidement. De plus, ce test est relativement simple à mettre en place, et pourrait être très facilement transférable en clinique. Toutefois, compte tenu du contexte dans lequel est placé le sujet (i.e. se déséquilibrer soi-même), nous n'observons pas les mécanismes mis en place lors de pas protectifs utilisés pour répondre à un déséquilibre imprévisible et involontaire.

3.3. Mécanismes impliqués dans la réalisation des pas protectifs

3.3.1. Introduction

Les pas protectifs surviennent après une perturbation de l'équilibre suffisamment importante et imprévisible (Maki and McIlroy, 2006) et devraient être moins bien exécutés chez les personnes qui chutent. Quels sont les facteurs qui limitent les réponses de ces personnes et les entraîne dans la chute ? Il a été démontré que les moments articulaires engagés dans cette situation sont relativement faibles et qu'ils ne sont donc pas affectés par la perte de force musculaire liée à l'avancée de l'âge (Gu et al., 1996; Hall et al., 1999). Ainsi, la perte de force ne serait pas le facteur limitant d'une réponse de rattrapage de l'équilibre chez une population âgée autonome. La raison se trouve alors probablement dans les capacités *intrinsèques* de programmation de la réponse.

Le caractère imprévisible d'une perturbation implique des réactions plutôt que des actions anticipées (i.e. des APA). Nous avons constaté, comme beaucoup d'autres auteurs, lors d'une analyse portant uniquement sur les sujets jeunes que les pas protectifs sont déclenchés bien plus tôt que les pas volontaires (Berthollet et al., 2014). Les premières activations musculaires sont donc déclenchées très tôt, pour venir compenser en partie le déséquilibre, mais survenant forcément après le début de la perturbation. Ainsi, ce ne seraient pas des actions anticipées mais des APC, qui feraient intervenir un système de contrôle plutôt sous-cortical (Burleigh and Horak, 1996; Lee et al., 2014; Luchies et al., 1999). Il a aussi été montré que plus l'intensité de la perturbation sera importante, plus la durée totale de la réponse devra être courte (Burleigh and Horak, 1996). McIlroy and Maki (1995) ont conclu qu'utiliser des APA rallonge la durée de la réponse. En revanche, si le sujet a suffisamment de temps disponible, il peut changer de mode de contrôle, privilégiant les avantages mécaniques fournis par des APA, plutôt que par des APC (Santos et al., 2010b). Dans le cas d'un rattrapage, le système doit donc réagir rapidement, pour ne pas que son CM se trouve imprimé d'une vitesse si importante qu'elle ne peut plus être stoppée. De plus, il choisirait de n'utiliser les APA que s'il identifie qu'il a suffisamment de temps pour le faire. Il se trouve que les APA sont effectivement souvent utilisés lors des pas protectifs. Mais ils sont généralement réduits, très variables et parfois même inexistants (Jacobs and Horak, 2007; McIlroy and Maki, 1999, 1993a; Rogers et al.,

2003). Ainsi, un compromis serait trouvé par le système entre utiliser les mécanismes fournissant les meilleures conditions d'équilibre (i.e. les APA) et le temps disponible pour les utiliser ou non. Etant donné que les mécanismes de contrôle des pas PRO n'ont pas été clairement identifiés, ils font toujours l'objet de fortes hypothèses. La question que nous nous posons est donc la suivante : quels sont les mécanismes de contrôle impliqués lors des pas protectifs ? Nous émettons l'hypothèse que les premières réactions observées très tôt sont des APC (car survenant *après* la perturbation) plutôt que des APA et que le système va décider de changer – ou pas – de mode de contrôle s'il en a le temps.

3.3.2. Méthode d'analyse

Comme lors d'un pas volontaire, trois phases temporelles principales peuvent être identifiées lors d'un pas protectif (le TR, le TPP et la PS, voir Figure 52).

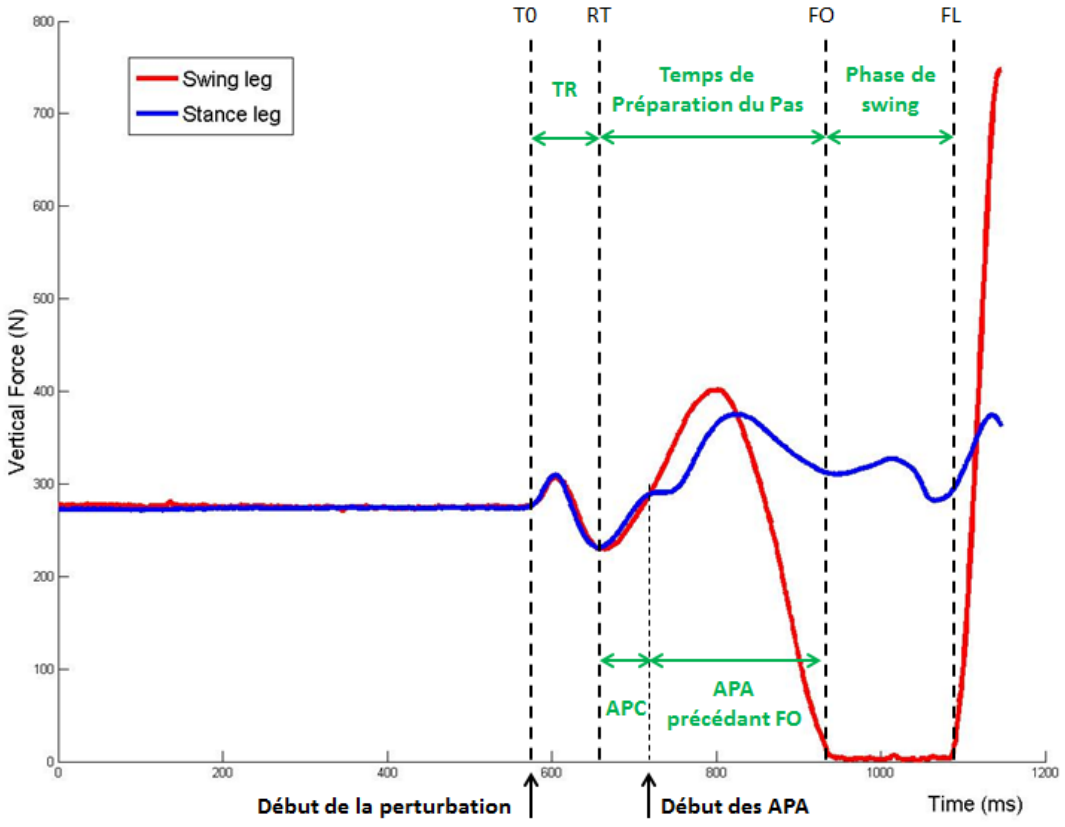


Figure 52 : Représentation en fonction du temps des composantes verticales des forces sous les pieds d'un sujet âgé effectuant un pas protectif (PRO) avec des APA. Les trois phases temporelles principales sont identifiées grâce aux instants caractéristiques, T0, RT, FO et FL. La jambe d'appui (stance) est représentée en bleu et la jambe de vol (swing) en rouge.

Pour mesurer la durée de ces phases, les quatre instants identifiés lors du CSRT l'ont également été dans cette tâche. Si les instants FO et FL ont été choisis exactement de la même manière (voir § 3.2.2.), le T0 et le TR ont été identifiés différemment :

- *T0* : il correspond au début de la montée en force du signal mesuré par le capteur d'effort situé entre le sujet et le câble relié au moteur.
- Le *TR* est plus complexe à déterminer. Nous avons émis l'hypothèse que des APC survenaient en premier, avant toute initiation d'APA – ou tout du moins de déchargement de la jambe de vol. Le TR mesuré correspond alors à l'instant d'apparition des APC, que nous avons identifié sur le signal F_Z. Nous avons constaté que le signal diminue consécutivement au début de la perturbation, ce qui correspond à une chute passive du CM du sujet. A partir du moment où la force augmente à nouveau, le CP commence à se déplacer aussi dans la direction de la perturbation. En effet, les forces sous les deux jambes évoluent de la même manière. Ceci a alors été identifié comme le début d'un APC. Pour se placer dans le même registre que le pas VOL, le début des APA a également été mesuré. Le début d'un APA a été identifié lorsque les deux courbes représentant les forces F_Z sous les pieds divergeaient (voir Figure 52).

Des essais considérés « sans APA » ont également été identifiés. Ils correspondaient aux situations où l'on ne constatait pas de chargement préalable de la jambe de vol, le sujet préférant déplacer son CP directement en direction de la jambe d'appui. Toutefois, l'action de décharger la jambe de vol était toujours bien présente.

3.3.3. Résultats

La comparaison entre les groupes pour la variable durée du TR donne un $\chi^2 = 41.08$ avec $p < 0.001$. Les comparaisons entre groupes indiquent un allongement significatif du TR pour les J par rapport aux âgés ($\chi^2 = 29.9$ et $p < 0.001$) mais pas des C par rapport aux NC ($\chi^2 = 0.78$ et $p = 0.377$). Cet allongement reste toutefois très faible (~10 ms). Pour la variable durée du TPP, le test donne un $\chi^2 = 23.25$ avec $p < 0.001$. Lors de cette phase, seuls les C sont identifiés comme plus lents que les deux autres groupes ($\chi^2 = 13.75$ et $p < 0.001$). La durée de la PS, n'est pas identifiée comme différente entre les groupes ($\chi^2 = 0.05$ avec $p = 0.975$). Enfin, la durée totale du pas reste plus longue chez les C par rapport aux autres groupes, avec un $\chi^2 = 11.35$ et $p = 0.002$. Ces résultats sont résumés dans la Figure 53 ci-dessous.

Trois comportements distincts du CP ont été observés dans l'ensemble des essais de pas protectifs. Un exemple de chacun des trois comportements, pour un même sujet dans la même condition (direction AA en PL), est fourni en Figure 54.

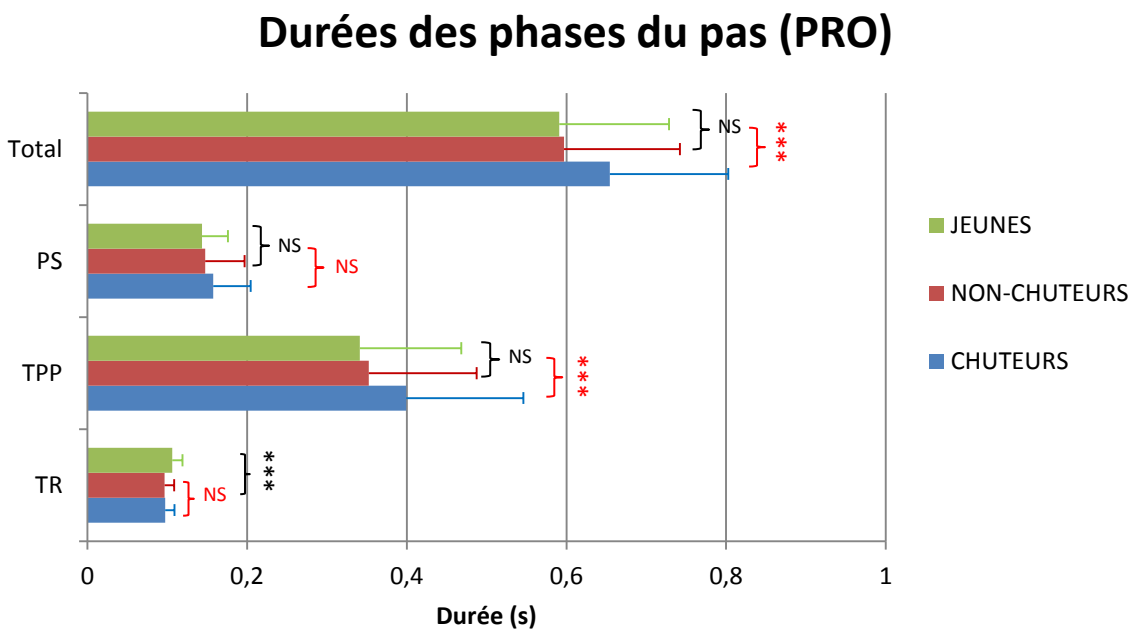


*Figure 53 : Durées moyennes (écarts types) des différentes phases du pas protectif réalisés dans la direction AA. La phase de TPP regroupe la durée des APA et des APC. NS indique un p non-significatif. *** indique un p < 0.001.*

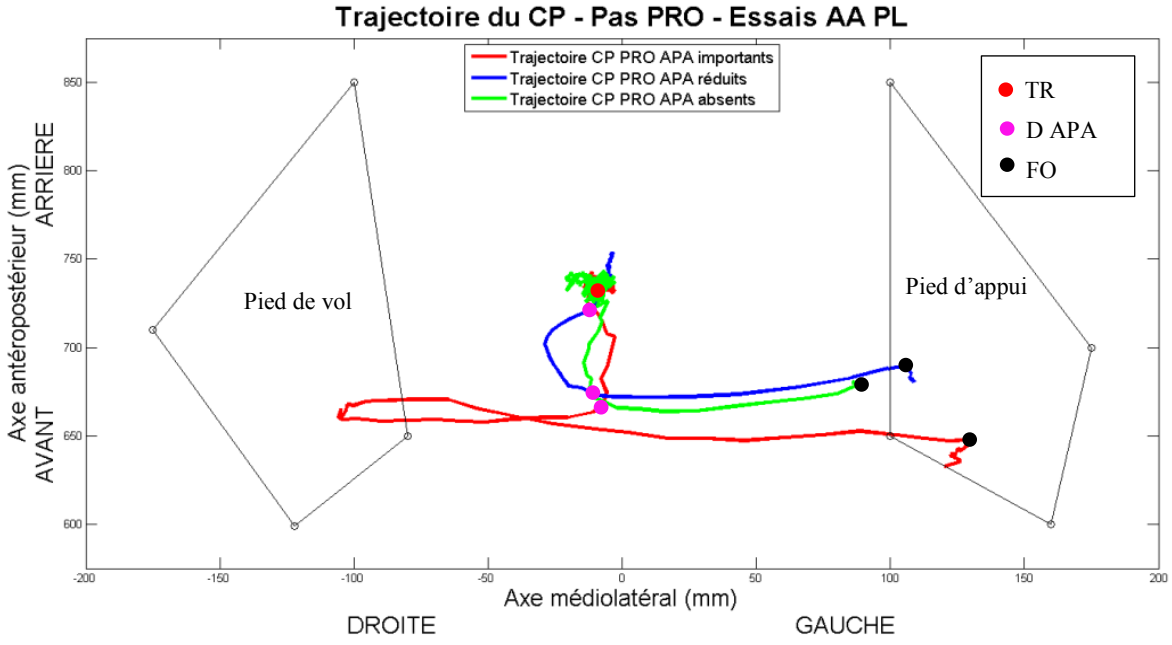


Figure 54 : Les 3 patterns du CP observés lors des pas PRO pour un même sujet dans la même condition expérimentale. Deux d'entre eux (rouge et bleu) impliquent un comportement pouvant être identifié comme des APA (chargement du pied de vol).

Pour l'ensemble des essais en pas PRO, le CP avance pendant la phase de temps de réaction et jusqu'au début des APA. Ceci serait la conséquence directe de la première réponse du sujet qui suit la mise en mouvement du CM par le câble de traction. En effet, le mouvement du CP vers l'avant dénote une volonté du système d'agir rapidement pour réduire le bras de levier créé entre la projection verticale du CM au sol et le CP. Ensuite, il se déplace majoritairement selon l'axe ML. Soit vers le pied de vol puis vers le pied d'appui (dans le cas où un APA est présent), ou bien directement vers le pied d'appui (dans le cas où un APA est absent). Les trois patterns observés sont donc :

- *Absence de chargement de la jambe de vol* (voir trajectoire verte sur la Figure 54) : ont été classés dans cette catégorie les essais pour lesquels le pic de force verticale sous la jambe de vol était inférieur à la force mesurée au début des APA (i.e. lorsque les courbes divergeaient) plus 2.5% du poids du corps (PDC) du sujet. Dans ces essais, le CP n'est jamais déplacé en direction du pied de vol dans l'axe ML. Le sujet se placerait donc dans un état de déséquilibre car il ne crée pas de moment pour déplacer le CM vers le pied d'appui. Il privilégie uniquement le déplacement de son pied de vol, provoquant une chute du CM en direction du pied de vol lors de la PS. Ceci est probablement réalisé dans le but de profiter le plus tôt possible des avantages mécaniques d'une BS plus grande.
- *Utilisation d'APA réduits* (voir trajectoire bleue sur la Figure 54) : ont été classés dans cette catégorie les essais pour lesquels le pic de force verticale sous la jambe de vol correspondait à une augmentation comprise entre 2.5 et 15% du PDC du sujet par rapport à la force mesurée au début des APA. Dans ces essais, le sujet initie un déplacement du CP vers le pied de vol, mais ce déplacement est de faible amplitude et s'inverse rapidement (selon l'axe ML) pour revenir vers le pied d'appui. La stratégie de charger le pied de vol a donc été choisie par l'individu. Mais, soit elle a été programmée pour être de faible amplitude, soit elle a été rapidement abandonnée, au profit du lever du pied. Le CM ne devrait dans ce cas pas être totalement envoyé vers (pour se retrouver au-dessus) le pied d'appui. Ceci entraîne un état d'équilibre instable pendant la PS.
- *Utilisation d'APA importants* (voir trajectoire rouge sur la Figure 54) : ont été classés dans cette catégorie les essais pour lesquels le pic de force verticale sous la jambe de vol était supérieur à une augmentation de 15% ou plus du PDC du sujet par rapport à la force mesurée au début des APA. Dans ces essais, le sujet parvient à déplacer son CP avec une amplitude de chargement importante (qui entraîne le CP parfois jusqu'au pied de vol). Ceci provoque alors le déplacement du CM vers le pied d'appui ce qui permet, a priori, d'être le mieux équilibré pendant la phase de swing (PS).

Fréquence des APA	C (%)	NC (%)	J (%)	Khi2 (p-value)			Groupe	Khi2 (p)
				C/NC	NC/J	C/J		PRO/VOL
Présence d'APA							C	**
PRO	78.9	71.5	96.3	0.893	**	**	NC	**
VOL	100	100	100	1	1	1	J	0.325
Types d'APA en PRO								I / R
Importants	16.4	19.1	13.7	0.623	0.125	0.121	C	***
Réduits	62.5	52.4	82.6	0.214	**	**	NC	***
Absence de chargement	21.1	28.5	3.7	0.562	**	**	J	***

*Tableau 25 : Pourcentages moyens d'utilisation des APA lors des essais PRO et VOL, ainsi que des 3 mécanismes identifiés lors des pas PRO. Les résultats sont comparés selon les groupes (à gauche) et les tâches (à droite). C = Chuteurs, NC = Non-Chuteurs, J = Jeunes. I = Importants, R = Réduits. ** indique un $p < 0.01$. *** indique un $p < 0.001$.*

Nous avons alors quantifié l'utilisation de l'APA correspondant à un chargement préalable de la jambe de vol dans la tâche des pas PRO par rapport aux pas VOL accomplis lors du CSRT (voir Tableau 25). Sans surprise, tous les sujets utilisent cet APA lors des pas volontaires. Concernant les pas PRO, seuls les J utilisent cet APA de manière quasi-systématique (96%). En revanche, les âgés utilisent moins souvent cet APA lors du pas PRO que lors du pas VOL, et également moins souvent que les jeunes lors du pas PRO. Nous ne relevons pas de différence entre C et NC, ce qui indique que tous les âgés ont utilisé cet APA à la même fréquence. Si les J et les âgés utilisent souvent cet APA lors des pas PRO, le mécanisme utilisé le plus souvent est celui des « APA réduits » par rapport aux « APA importants ». Le fort pourcentage des J à utiliser des APA réduits (82.6%) s'explique essentiellement par leur faible pourcentage à ne pas utiliser le chargement lors des essais de pas PRO.

3.3.4. Discussion – conclusion

L'un des objectifs de ce travail était de renseigner sur les mécanismes employés pour se rattraper après une perturbation involontaire et imprévisible de l'équilibre. Nous avons choisi d'analyser le contrôle des pas PRO à l'aide des mêmes phases temporelles que celles des pas VOL. Toutefois, il existe des différences importantes entre ces deux tâches (voir § 5.). Tout d'abord, entre T0 et TR, le corps chute passivement pendant le temps nécessaire au SNC pour intégrer les informations sensorielles qui avertissent que l'équilibre est compromis. Ensuite, les courtes durées du TR (~ 100 ms contre plus de 200 ms au pas VOL) indiquent que les premières (ré)actions déclenchées seraient bien des APC, d'ordre plutôt réflexe. Ainsi, ils impliqueraient surtout des structures sous-corticales (Burleigh and Horak, 1996; Lee et al., 2014). Ces APC correspondent biomécaniquement à une avancée du CP (provoquée par une contraction excentrique des *soleus* et *gastrocnemius* lors d'une

stratégie de cheville), qui suit la mise en mouvement du CM. Ceci aurait pour but de débuter le freinage de la progression du CM. Mais si le système identifie que le corps continue de chuter, cette première stratégie devrait être délaissée (Santos et al., 2010b) et une décision d'initier un pas sera prise (Rogers et al., 2003).

Il a été classiquement rapporté dans la littérature que les sujets âgés déclenchaient leurs pas plus tôt que les jeunes, i.e. le lever du pied survenait plus tôt (Mille et al., 2005; Rogers et al., 2001b; Rogers et al., 2003). Nous observons ici le cas inverse, avec une durée des APA allongée et des âgés chuteurs qui lèvent le pied plus tard que les autres groupes. Ceci pourrait s'expliquer par une différence majeure dans la consigne donnée au départ aux individus. Rogers et collaborateurs utilisent comme consigne « réagissez le plus naturellement possible ». Ceci laisse donc le choix à la personne de se préparer – ou pas – à sa future réaction. Dans notre étude, nous avions demandé aux sujets de se rattraper « sur la plus petite distance possible », avec un objectif de performance.

Si l'analyse de l'avancée du CM n'a pas donné de différence entre les groupes (voir Tableau 22), les sujets âgés C ont probablement plus tenté de rester sur leurs pieds pour ne pas avoir à avancer. En effet, le résultat le plus important est que la durée du TPP, qui regroupe l'utilisation des APC et des APA, est allongée chez les C par rapport aux autres groupes. Les NC et les J choisissant peut être aussi de réagir à chaque fois à l'aide d'un pas, pour réduire le risque une fois les premières perturbations identifiées. Ceci donne une première information sur une déficience des mécanismes et/ou les choix impliqués dans la programmation et la réalisation de ces ajustements posturaux chez les personnes ayant déjà chuté.

Si tous les groupes utilisent des APA (McIlroy and Maki, 1999), nous avons observé que les deux groupes âgés utilisaient moins souvent l'APA correspondant à un chargement préalable de la jambe de vol que les jeunes lors des pas PRO. Ceci indique que ce n'est pas le choix d'utiliser ou non cet APA qui est un facteur limitant chez les âgés chuteurs. Grâce à l'observation de la trajectoire du CP, nous avons alors pu identifier que si les sujets venaient à utiliser cet APA, ils pouvaient réduire fortement leur amplitude (voir Figure 54) et que cela survenait dans la plupart de ces cas (voir Tableau 25). Nous interprétons cela comme un choix privilégié d'utiliser des APA, afin de profiter des avantages biomécaniques qu'ils procurent pour effectuer un pas, notamment en anticipation d'une prochaine phase de swing à effectuer. Toutefois, l'état de déséquilibre dans lequel se trouve le sujet serait trop grand – ou devrait être rattrapé trop rapidement – pour qu'il ait le temps d'effectuer des APA d'amplitudes comparables à ceux utilisés en pas VOL. Ainsi, il est très probable que le sujet doive faire face à un conflit d'intérêt : privilégier sa première estimation et déclencher les actions motrices qu'il a décidé à un instant t ou bien suivre les nouvelles indications données par les informations sensorielles qui arrivent en continu pour établir une nouvelle réponse, peut-être encore plus appropriée ? La contrainte posée est qu'à un moment donné, le sujet doit agir. Sinon il prend le risque

de se placer dans un état de déséquilibre trop important, qui sera impossible à rattraper (e.g. vitesse du CM trop importante pour s'arrêter sur la distance le séparant du mur).

Une information intéressante, qui a récemment été rapportée dans la littérature, est que l'activité musculaire lors d'un rattrapage serait le fruit d'un *compromis* entre la maximisation de la performance motrice et la minimisation de l'activité musculaire (Welch and Ting, 2014). Dans le cas d'un pas protectif, soit le sujet modifie de temps en temps son choix naturel de faire des APA pour privilégier les actions qui lui permettront uniquement de lever le pied, soit il choisit volontairement de programmer des APA « réduits » (McIlroy and Maki, 1999) pour gagner du temps après avoir intégré les caractéristiques des perturbations. Ce choix serait ainsi le résultat d'un compromis entre l'utilisation des APA, pour un meilleur contrôle de l'équilibre lors du pas et de meilleures conditions pour pouvoir effectuer ce pas, et la réduction de leur amplitude et de leur durée. L'objectif final du système étant à la fois de gagner du temps pour produire la réponse (McIlroy and Maki, 1995) et de réduire le coût énergétique, afin de diminuer la prise de risque de l'état d'équilibre dans lequel il se trouve – ou se trouvera. Nous proposons alors de représenter les mécanismes impliqués dans un pas de rattrapage comme sur la Figure 55.

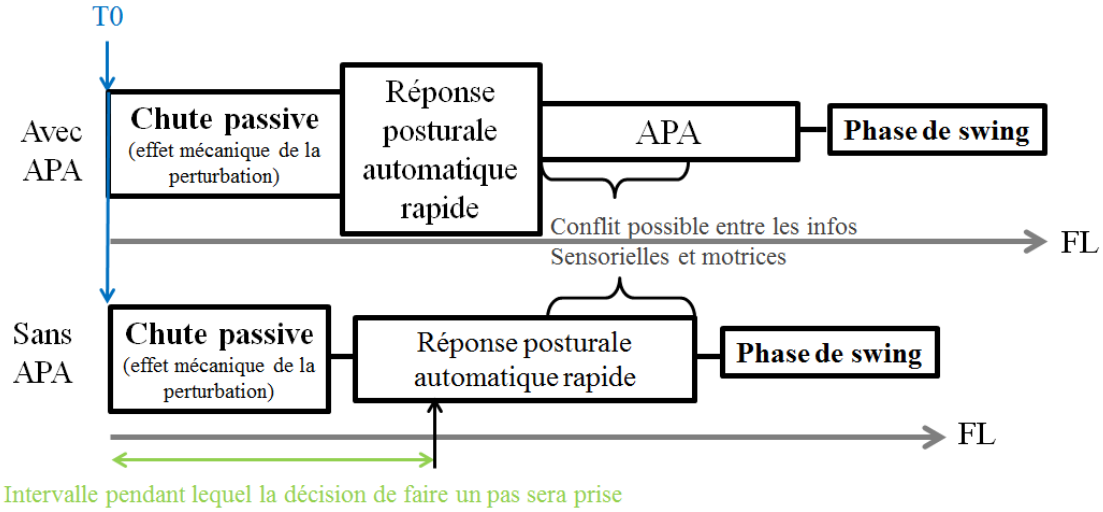


Figure 55 : Description des phases temporelles des mécanismes des pas PRO avec ou sans utilisation d'APA relatif au chargement (selon l'axe médiolatéral) préalable de la jambe de vol.

Une limitation importante toutefois, est la possibilité que les sujets aient modifié leurs réponses par apprentissage (Pai et al., 2003; Pavol and Pai, 2002). Malgré une présentation aléatoire des conditions, les perturbations proposées ont pu être rattrapées avec des stratégies semblables, ce qui a pu aider les sujets à mieux préparer leurs réponses afin de les optimiser. Nous n'avons pas évalué ce paramètre à l'aide de nos données, ce qui ne nous permet pas de conclure sur le fait que le sujet a progressivement « appris » à maîtriser la perturbation et a donc préparé ses réponses

en conséquence. Toutefois, dans les situations de rattrapage qui échouent et provoquent des chutes dans la vie de tous les jours, les personnes subissent généralement des situations auxquelles elles n'ont pas pu se préparer et donc apprendre à l'avance quelle seraient les caractéristiques de la perturbation.

En conclusion, nous nous positionnons sur le fait que les facteurs limitants ne sont pas les couples articulaires mais bien le *temps* disponible pour établir une réponse qui va permettre de rattraper l'équilibre. Il a en effet été rapporté que des sujets âgés pouvaient déclencher leur réponse plus rapidement que les jeunes (Rogers et al., 2003) et que cela était synonyme d'un plus grand risque de chute (Johnson-Hilliard et al., 2008; Mille et al., 2005). Les âgés chuteurs chercheraient à réduire le temps pour élaborer et réaliser une réponse motrice, mais comme ils « pré-programmeraient » leur stratégie en avance (Brauer et al., 2002; Rogers et al., 2003), ils n'intègreraient probablement pas les informations sensorielles qui les renseignent sur les caractéristiques de la perturbation. En revanche, s'ils parviennent à les intégrer, et qu'elles vont à l'encontre de la stratégie motrice « pré-programmée », ils éprouvent certainement des difficultés à inhiber la première stratégie préparée pour en programmer une nouvelle, plus adaptée aux caractéristiques de la perturbation (direction, intensité, etc). Pour vérifier cette hypothèse, nous nous sommes alors intéressés à l'influence de la perturbation sur la réponse de rattrapage.

3.4. Effet de la perturbation sur la réponse posturale

3.4.1. Introduction

Il a été soulevé dans la littérature, à l'aide de tâches quasi-statiques, qu'une modification d'une caractéristique de la perturbation va automatiquement modifier la réponse de l'individu (Matjacić et al., 2001; Schulz et al., 2005; Thigpen et al., 2009). Notamment, le SNC est informé du mouvement du corps à l'aide des afférences sensorielles et pourrait ainsi sélectionner les informations qui sont dépendantes de la perturbation pour contrôler la stabilité posturale et certains paramètres biomécaniques comme les moments articulaires (Kim et al., 2012). Ainsi, lors d'une posture érigée, l'utilisation et les caractéristiques des APA sont échelonnées en fonction de la connaissance de la future perturbation à venir (Aruin et al., 2001; Santos et al., 2010b). Dans le cadre des études s'intéressant au rattrapage de l'équilibre, nous avons constaté que plusieurs d'entre elles faisaient varier en priorité la direction de la perturbation, sans en modifier le profil (Luchies et al., 1999; Mille et al., 2013, 2005; Sturnieks et al., 2013; Thelen et al., 1997) ce qui pose la question de l'apprentissage du sujet d'un essai à un autre (Pavol and Pai, 2002). Ces études ont notamment mis en évidence plus de difficulté à se rattraper dans les directions latérales et postérieure.

D'autres études ont montré que plus la vitesse augmente plus le déplacement du CM à l'instant où le pied se lève est faible (Mille et al., 2003) ou bien que plus l'intensité de la perturbation augmente, plus la durée nécessaire pour déclencher un pas est faible (Bariatinsky et al., 2013). Ces études laissent penser, comme il a aussi été montré (Burleigh and Horak, 1996) que plus l'intensité de la perturbation est élevée, plus la durée totale de l'initiation de la réponse devra être courte. En revanche, les études en tether-release ont démontré que plus l'angle d'inclinaison au départ est important, plus l'amplitude de la réponse du sujet est importante (longueur et durée du pas notamment) (e.g. Carty et al., 2014; Hsiao-Wecksler and Robinovitch, 2007). Ces informations par rapport à la perturbation apparaissent parfois contradictoires et il faudrait encore éclaircir ce point.
Si l'intensité est évidemment un paramètre clé de la perturbation, nous n'avons pas relevé d'études modifiant d'autres paramètres comme la durée, ou le jerk (montrée en force à l'exception de De Graaf and Van Weperen, 1997) pour étudier son effet sur la réponse des sujets. Les seules études que nous avons relevées, qui modifiaient les durées des perturbations, sont des études cherchant à établir un seuil de déclenchement des actions de rattrapage (Bariatinsky et al., 2013; Mille et al., 2003). Une autre originalité de ce travail était donc de présenter aux sujets deux perturbations d'équilibre ayant chacune une intensité et une durée différentes (voir Profil A et Profil B, en Partie 2). Les questions que nous nous posons pour cette analyse sont alors les suivantes : augmenter la durée en réduisant l'intensité entraîne-t-il une réponse plus importante ? L'une des deux perturbations nous permet-elle de mieux distinguer les C des NC ?

3.4.2. Méthode d'analyse

Passer de la perturbation Courte (PC) à la perturbation Longue (PL), correspondait à une diminution de 46% de l'intensité et un allongement de la durée de 400%. Ceci a provoqué une augmentation de l'impulsion de près de deux fois et demi (mesurée à l'aide de l'intégrale de la force de perturbation). Aussi, pour observer l'effet de la perturbation sur la réponse des pas de rattrapage, nous analyserons des variables relatives à la durée des phases du pas, au déplacement du pied pendant la PS, au déplacement du CP pendant les APA et au mouvement du CM selon deux facteurs (groupes de sujets et durée de la perturbation). Nous compléterons notre observation par une analyse de la marge de stabilité (MS).
La MS indique à quel point un individu est proche (ou loin) d'une situation où il ne peut pas se rattraper sans changer la configuration de ses appuis (Karamanidis et al., 2008). Sa mesure se base sur l'espace disponible entre la position du centre de masse extrapolé ou XCOM (Hof et al., 2005) et la limite de la BS dans la direction de la perturbation. Pour une perturbation AA, cette limite est généralement considérée comme étant le bout du pied. Les limites de la BS ont été obtenues à partir des

marqueurs posés sur les pieds des sujets. Ainsi, la MS est calculée, selon l'axe AP et à l'instant FL, de la manière suivante :

$$MS(FL) = P_{max}BS(FL) - XCOM(FL) \quad (1)$$

Où P_{max} correspond à la limite maximale de la BS, i.e. la position du marqueur positionné sur le 2ème orteil. L'équation permettant d'obtenir le $XCOM$ qui a été utilisée est celle présentée dans la Partie 3 (Equation 5). Il convient de préciser que, ainsi calculée, une valeur négative correspond à un $XCOM$ positionné en avant de la BS. Ainsi, si la valeur est positive, cela indique que la personne a posé son pied « plus loin que nécessaire » dans la direction de la perturbation. Cet indice renseigne sur l'efficacité du rattrapage, en intégrant à la fois la position et la vitesse du CM.

De même que dans le § 3.2., une analyse de comparaison de variances non-paramétrique de type Kruskal-Wallis sera utilisée pour les tests statistiques. Un $p < 0.05$ sera considéré comme significatif.

3.4.3. Résultats

Variables		**Chuteurs (C)**			**Non-Chuteurs (NC)**			**Jeunes (J)**			**Kruskal**	**p-value**				
	Tâche	M	MD	SD	M	MD	SD	M	MD	SD	**(p)**	C/NC	NC/J	C/J	**Grp**	PC/PL
Durée APA (s)	PC	0.22	0.2	0.1	0.18	0.18	0.07	0.19	0.14	0.1	0.061	0.361	*	*	**C**	***
															NC	***
	PL	0.35	0.33	0.12	0.32	0.3	0.12	0.28	0.25	0.1	**< 0.001**	*	**	**	**J**	***
Vit avancée CP (m.s-1)	PC	0.27	0.26	0.05	0.26	0.25	0.06	0.3	0.29	0.08	**0.041**	0.134	*	0.18	**C**	***
															NC	***
	PL	0.19	0.18	0.05	0.17	0.17	0.05	0.17	0.16	0.06	0.155	0.063	0.892	0.145	**J**	***
Pic vit pied ($m.s^{-1}$)	PC	1.83	1.77	0.3	1.83	1.86	0.31	2.59	2.56	0.27	**< 0.001**	0.466	***	***	**C**	*
															NC	***
	PL	1.99	2	0.32	2.27	2.25	0.33	2.44	2.4	0.23	**< 0.001**	**	*	***	**J**	0.138
Vit CM à FO ($m.s^{-1}$)	PC	0.27	0.27	0.06	0.3	0.29	0.06	0.43	0.42	0.08	**< 0.001**	0.127	***	***	**C**	0.146
															NC	0.056
	PL	0.29	0.28	0.07	0.33	0.32	0.08	0.33	0.32	0.08	**0.003**	*	0.23	**	**J**	***
MS (cm)	PC	15	18.9	3.4	16.3	21.1	3.2	16.5	20.3	3.6	0.263	0.321	0.653	0.2	**C**	0.421
															NC	0.128
	PL	15.4	19	3.8	14.6	18.7	3.6	16	21.1	3	0.206	0.201	0.123	0.09	**J**	0.854

*Tableau 26 : Analyse des variables du comportement des sujets lors des pas protectifs en fonction de la perturbation employée (PC ou PL). PC = perturbation courte. PL = perturbation Longue. * indique un p < 0.05. ** indique un p < 0.01. *** indique un p < 0.001.*

Nous constatons que la durée des APA est prolongée de manière très significative ($p < 0.001$) lorsque la PL est appliquée et ce pour tous les sujets (voir Tableau 26). De plus, cette durée n'est allongée chez les C, comparativement aux NC, qu'en condition PL. L'analyse de la vitesse d'avancée du CP pendant le TPP ne montre qu'un effet de la perturbation, étant considérablement supérieure lors de la PL par rapport à la PC, et ce pour tous les groupes. Ensuite, et contrairement au pas VOL, lorsque les APA sont les plus longs, la vitesse atteinte par le pied lors de la PS est la plus rapide. Mais cet effet de la perturbation n'est constaté que dans les deux groupes de sujets âgés. En effet, pendant la PL, les NC parviennent à augmenter la vitesse de déplacement de leur pied de manière très significative ($p < 0.001$) par rapport à PC, bien plus que les C ($p = 0.02$). L'analyse de la vitesse du CM à l'instant FO révèle que seuls les J ont une vitesse inférieure en PL par rapport à PC. Cette analyse montre cependant un résultat inattendu : la vitesse du CM des C est significativement inférieure à celle des NC ($p = 0.025$) et des J ($p = 0.004$), dans la condition PL. Enfin, la mesure de la MS indique que les sujets ont tous globalement réagi de la même manière.

3.4.4. Discussion – conclusion

Dans notre étude, passer de la perturbation Courte à la perturbation Longue, correspondait à une augmentation de l'impulsion de près de deux fois et demi. Comme nous nous y attendions, nous avons constaté que la modification de ces caractéristiques modifiait significativement la réponse posturale des sujets.

Tout d'abord, nous avions remarqué une augmentation de la probabilité à faire des pas multiples chez les C (voir Tableau 20) lors de la PL par rapport à la PC. Il se trouve que ce critère est rapporté dans la littérature comme étant un indicateur d'un plus grand risque de chute (Carty et al., 2014b; Mille et al., 2013).
Ensuite, et bien que l'intensité soit moindre, le CP avance plus rapidement dans tous les groupes pour la condition PC. Ceci serait la conséquence directe de l'intensité utilisée, qui met en mouvement le CM. Etant donné que cette situation implique plus souvent l'absence d'un pas, ceci indiquerait que les sujets ont plus souvent cherché à utiliser une stratégie de cheville (dont les actions peuvent être représentées directement à l'aide du mouvement du CP dans la BS) car la perturbation dure moins longtemps. En revanche, dans la PL, si le CP est avancé plus lentement, c'est probablement parce que son déplacement est rapidement appliqué d'une composante médiolatérale, les sujets identifiant qu'ils ont plus de temps pour fournir une réponse avant que le CM ne soit amené à proximité des limites de la BS. Etant donné que seuls les chuteurs ont réalisé plus souvent des pas multiples dans la condition PL, il est probable que ces mécanismes impliqués dans la régulation de l'équilibre médiolatéral soient dégradés. Ceci correspond à ce qui a été énoncé dans la littérature (Johnson-Hilliard et al., 2008; Mille et al., 2005; Sturnieks et al., 2013). De plus, dans le cadre de PL, les âgés chuteurs ont une durée des APA qui est allongée par rapport

aux autres groupes. Etant donné que notre caractérisation des APA dans cette tâche concernait uniquement l'action de « charger-décharger » le pied de vol, il est probable que les âgés C aient des difficultés à réaliser ces APA dans cette situation. Ceci se traduit notamment par une vitesse de déplacement du pied ralentie chez les C par rapport aux NC dans cette même condition. Les résultats montrent également que cela est bien une capacité qui est dégradée chez les personnes qui ont déjà chuté, car seuls les sujets âgés augmentent la vitesse de déplacement de leur pied en PL.
Pour continuer, la vitesse du CM à l'instant FO est ralentie uniquement chez les J entre les deux conditions de perturbation. Ceci indique que seuls les jeunes ont véritablement modifié leur réponse comportementale d'une perturbation à l'autre. Les âgés auraient eu plus de mal à détecter ces modifications. En revanche, nous constatons que, dans la condition PL, le CM des C se déplace moins rapidement que celui des NC. Compte tenu de la consigne imposée, ils auraient alors tenté de résister à la perturbation et de se rattraper sans faire de pas. Cette condition révèle, à l'inverse, que les J et les NC se sont plutôt « laissés entraîner » par la perturbation, privilégiant l'utilisation du pas PRO à une stratégie de cheville. Ce choix serait le plus efficace car, à l'instar du pas VOL où cela doit être réalisé volontairement grâce à l'action coordonnée des muscles, la perturbation appliquée pendant le pas PRO met en mouvement le CM sans que le sujet n'ait d'action à réaliser. Ainsi, les J et les NC profiteraient plus souvent des « avantages » apportés par la perturbation qui fait une partie du travail des APA.
Enfin, nous nous sommes demandé si la perturbation choisie dans cette étude était appropriée pour observer un comportement de rattrapage. C'est le cas puisque 80% des essais ont tout de même impliqué un pas de rattrapage. Toutefois, les résultats sur la mesure de la MS montrent que tous les sujets ont été en mesure de garder la même marge « de sécurité » pour se rattraper. Ainsi, les perturbations appliquées n'ont globalement pas suffisamment mis en danger les sujets âgés, ne nous permettant pas de constater des différences très marquées entre C et NC. Il est probable qu'en modifiant plus de paramètres comme la direction, l'amplitude, la montée en force (jerk) et la durée, nous pouvons augmenter considérablement la complexité de la situation expérimentale et peut-être mieux discriminer les réponses de rattrapage des personnes à risque de chute.

Ces résultats mettent en lumière l'importance du choix des caractéristiques de la perturbation utilisée pour déclencher un pas protectif. Plus particulièrement, les informations sensorielles sont certainement très importantes dans une situation telle qu'elle a été présentée aux sujets dans notre protocole. En effet, ce sont elles sur lesquelles le sujet va se baser pour établir sa stratégie de réponse à la perturbation. Réduire l'intensité en augmentant la durée (et donc l'impulsion) entraine une réponse allongée dans le temps de la part des sujets avec des variables cinématiques plus importantes. Ceci nous permet d'abord de dire qu'une perturbation allongée dans le

temps perturbe plus les sujets qu'une perturbation intense mais très courte. Ceci implique probablement un traitement important des informations sensorielles pour programmer en continu la réponse et décider s'il faut – ou non – changer de comportement. Un résultat intéressant est que la PL a mieux permis de différencier les C des NC (notamment sur la durée des APA). Ainsi, étant donné que les C ont plus de difficulté à exécuter cette phase d'utilisation des APA, nous pouvons émettre l'hypothèse qu'ils ont une difficulté supplémentaire à gérer le conflit entre les informations sensorielles et les détails de la stratégie de rattrapage prévue au départ. De ce fait, nous recommandons très fortement de reporter toutes les caractéristiques de la (des) perturbation(s) de manière complète et précise lorsque l'on utilise une perturbation d'équilibre. Des informations concernant notamment la durée, la force ou encore l'impulsion (intégrale de la force), comme ont pu le faire Luchies et al. (1999) apparaissent très pertinente. Cela permettra ainsi de bien comprendre dans quel état on compte placer le système biomécanique et sera donc une aide pour mieux interpréter les réactions observées.

4. Conclusion du chapitre

Notre analyse nous a permis d'identifier des mécanismes engagés lors du pas PRO qui ne font pas encore consensus. Nous proposons ici l'hypothèse suivante : après une perturbation qui lui est appliquée, le corps chute passivement jusqu'à ce que le SNC détecte que l'équilibre est compromis. S'en suivent les premières réactions posturales, des APC probablement réflexes, déclenchés très tôt, qui ont pour but de débuter le freinage du mouvement du CM. Ensuite, si le SNC détecte que la mise en place de ces APC n'inverse pas l'accélération du CM et/ou de la tête, alors il privilégiera une stratégie en changement de support, qui dans la situation proposée était d'effectuer un pas PRO. Cette décision de faire un pas implique alors l'utilisation d'APA, seulement s'il reste du temps disponible (McIlroy and Maki, 1999, 1995). Autrement, les APA sont inhibés ou choisi d'être volontairement réduits, pour gagner du temps dans le déchargement de la jambe qui réalisera le pas, quitte à initier une chute latérale, du côté du pied levé. Ainsi, la priorité serait donnée à l'accomplissement de la tâche, qui est de faire un pas, cet objectif surpassant le danger immédiat (de se placer en déséquilibre lors de la PS) pour atteindre l'objectif final de rester en équilibre. Ainsi, les personnes accepteraient de « chuter » pendant un temps pour gagner du temps sur d'autres actions qui permettent un rattrapage biomécanique plus important. De plus, à l'aide de nos observations, nous allons dans le sens du fait que les facteurs limitants ne seraient pas les couples articulaires mais bien le *temps* disponible pour établir une réponse qui va permettre de rattraper l'équilibre.

Les personnes âgées ont montré plus de difficultés à répondre aux perturbations proposées que les jeunes. Cela s'observe en particulier lors de la phase où se déroulent les APA lorsqu'une perturbation moins intense mais plus longue (PL) est utilisée. Ainsi, les mécanismes de programmation et d'exécution des APA seraient parmi ceux qui commencent à se dégrader chez des personnes âgées encore en bonne santé et qui augmenterait donc leur risque de chute. Particulièrement, ils auraient des difficultés à bien intégrer – ou interpréter – les informations sensorielles qui les renseignent sur l'état d'équilibre dans lequel les placent la perturbation. Par une peur de chuter plus importante (voir Partie 4a), ils prendraient la décision de résister le plus possible à la perturbation, se plaçant dans le cadre d'une stratégie « conservatrice » (Schulz et al., 2005). Cette décision n'est pas forcément la plus appropriée, et n'est probablement pas celle qui est prise par les NC et les J. En effet, la perturbation fait la moitié du « travail des APA », mettant en mouvement le CM. Si le sujet effectue une bonne détection de ce travail, il peut alors se concentrer sur le reste des tâches à accomplir pour 1) conserver de la ressource attentionnelle et 2) limiter le coût énergétique de la réponse (Welch and Ting, 2014). Ceci permet notamment de se « laisser chuter » pendant un temps, pour atteindre plus rapidement l'objectif final : étendre sa BS pour mieux lutter contre le déséquilibre. Il y a donc bien un *compromis* à trouver entre les informations sensorielles reçues « online » (au

début de la perturbation mais aussi tout au long du mouvement) et les informations motrices qui ont déjà été programmées ou pré-programmées. Dans l'établissement de ce compromis, l'importance que le sujet donnera aux informations sensorielles qui renseignent sur la perturbation sera déterminante. Un bon moyen de le découvrir serait de s'intéresser aux processus de « repondération sensorielle » décrits dans la littérature (Peterka, 2002; van der Kooij et al., 1999).

Notre étude a également permis de fournir des données concernant la phase de swing (PS), une phase qui est plutôt délaissée dans la littérature. L'analyse de cette phase peut être intéressante, car elle est généralement la conséquence des phases de préparation, i.e. qui ont précédé l'exécution du pas. Nous constatons notamment que les âgés C déplacent leur pied plus lentement (à la fois lors du CSRT et du pas PRO), ce qui serait la conséquence d'une phase de préparation (impliquant des APA) moins efficace qui les placent dans une situation à plus fort risque de chute car ils passent plus de temps en situation unipodale (i.e. avec une BS très réduite) pendant laquelle le CM ne peut être freiné (pied pas encore posé au sol).

Finalement, nos observations ne révèlent que peu de différences – ou des différences peu significatives – entre les groupes de sujets âgés sur l'exécution de pas PRO alors qu'elles sont très marquées lors du CSRT. Il est probable que la perturbation employée ait été trop faible pour mettre suffisamment en danger nos sujets. De plus, nous constatons une grande variabilité de réponses posturales chez les sujets âgés en pas PRO. Cette variabilité de patterns indique que les sujets ont parfois réagi différemment à la même situation, mais toujours avec une marge de sécurité suffisante. Notamment, il y a pu y avoir certains effets d'apprentissage que nous n'avons pas quantifiés. Une évolution à cette recherche serait d'analyser les essais selon leur numéro d'apparition dans la série en observant les réponses posturales afin de voir si elles évoluent d'une manière particulière.

Compte tenu de ces résultats, nous pouvons conclure qu'une évaluation du risque de chute chez des personnes âgées encore en bonne santé doit investiguer la capacité d'une personne à exécuter des APA vite et bien, qui peut se traduire par une exécution efficace d'un pas. Pour être en mesure de réaliser cette tâche, il faut notamment choisir les bonnes informations sensorielles et motrices pour planifier et exécuter une action rapide et adaptée au contexte de déséquilibre. Ainsi, pour évaluer cette capacité, un test de pas volontaire en temps de réaction avec choix (CSRT) est très pertinent. Il présente un avantage clinique certain de par sa simplicité d'utilisation, par rapport au lourd montage expérimental nécessaire pour déclencher des pas PRO. Dans le cadre de l'établissement du risque de chute d'une personne âgée, il convient d'effectuer une évaluation multifactorielle des états (biologique, psychologique, sociologique) des personnes pour évaluer leur risque de chute. Ainsi, nous recommandons d'ajouter dans une procédure clinique un test CSRT qui renseigne suffisamment bien sur des mécanismes impliqués dans les situations de rattrapage d'équilibre.

5. Pour aller plus loin…

Pouvions-nous comparer les tâches de pas VOL et de pas PRO ?

Bien qu'une observation empirique de ces deux tâches laisserait penser qu'elles sont similaires (lorsque l'on demande à un sujet d'exécuter un pas volontaire le plus vite possible), elles seraient a priori bien trop différentes pour que l'une renseigne sur les mécanismes de l'autre (Luchies et al., 1999). Néanmoins, face au peu d'études concernant le pas protectif comparativement à celles ayant pour intérêt le pas volontaire, ce dernier apparait être une référence intéressante pour interpréter le fonctionnement des pas protectifs. L'analyse d'une tâche renseigne-t-elle sur les mécanismes employés dans l'autre ?

Dans la littérature, peu d'études ont comparé ces deux tâches dans le but d'observer les différences entre les mécanismes impliqués. Ces études montrent que les réactions survenant lors de pas protectifs sont bien plus rapides que lors des pas volontaires (voir Tableau 27). C'est aussi ce que nous avons constaté dans notre étude, avec la réduction de chacune des phases temporelles du pas. De plus, les mécanismes de commande sont différents. Lors d'un pas VOL, le schéma classique implique des actions anticipées et volontaires. Or, ces actions ne sont pas systématiquement observées en pas PRO. Lorsqu'elles le sont, l'amplitude et/ou la vitesse des APA sont souvent réduites, probablement dans le but de diminuer la durée totale du pas (McIlroy and Maki, 1995; Rogers et al., 2003). Le pas PRO est donc plus complexe, avec la présence d'APC au début de la réponse et une modification du système de contrôle « online ». Ceci s'explique probablement par le fait que l'objectif de la tâche est différent. En pas PRO, ce n'est pas de créer de la vitesse pour mettre en mouvement le CM (comme lors du pas VOL) mais bien au contraire de tenter de le freiner, car le CM est déjà mis en mouvement par la perturbation externe. Néanmoins, selon les observations du Tableau 27, nous constatons qu'aucune étude comparant ces deux tâches ne les a observées sur une population d'âgés C.

A la vue des résultats de la littérature et de notre étude, nous pouvons dire que ces deux tâches impliquent des mécanismes qui sont trop différents pour être comparés. Cependant, analyser les pas PRO en suivant la méthode classiquement utilisée pour les pas VOL nous a permis de mieux comprendre les mécanismes impliqués dans les pas PRO. Les pas VOL pourraient alors constituer une bonne situation de référence pour analyser les pas PRO.

Comparaison entre les pas initiés volontairement et les pas protectifs induits par une perturbation externe

Auteurs	*Population*	*Stimuli utilisés*	*Résultats des observations (pour les pas PRO comparés aux pas VOL)*				
			TR	*TPP*	*PS*	*CM et/ou CP*	*Compléments*
Burleigh 1994	Jeune	PRO : plateforme VOL : plateforme	Plus court	Amplitude des APA plus faible	Réductions des déplacements du CP et des activations musculaires de la « jambe de swing »	Le CP se déplace d'abord en avant en PRO et en arrière en VOL	-
McIlroy & Maki 1996	Jeune	PRO : plateforme VOL : visuel	-	APA plus courts et toujours présents lorsque faire un pas est demandé préalablement	Plus court	-	Patterns temporels stéréotypés
McIlroy & Maki 1999	Jeune	PRO : plateforme VOL : visuel	-	APA plus courts et réduits ou absents	Plus court	Le CM tombe plus latéralement et sa chute n'est pas influencée par les APA	-
Jacobs & Horak 2007	Jeune	PRO : plateforme VOL : visuel	Plus court	Plus court avec des APA « multiples »	-	Le CM avance plus en avant	Erreurs sur le choix du pied de pas
Berthollet 2014	Jeune	PRO : waist-pull VOL : visuel	Plus court	Plus court	Plus court Patterns cinématiques similaires mais plus importants	-	Finalité de la tâche différente
Luchies 1999	Jeune Âgée	PRO : waist-pull VOL : waist-pull	VOL: âgés plus lents que les jeunes PRO: âgés équivalents aux jeunes		-	-	Les deux tâches sont trop différentes
Rogers 2003	Jeune Âgée	PRO : waist-pull VOL : visuel	-	Déchargement plus long avec des APA réduits ou absents Agés : APA plus tôt et plus courts	-	-	Les pas PRO viennent d'une décision
Lee 2014	Jeune Âgée	PRO: plateforme VOL: vibration cutanée	Pas d'effet de l'âge	Plus court Plus long chez les âgés que les jeunes	La jambe de « swing » bouge plus vite	-	Régions sous-corticales impliquées

Tableau 27 : Résumés des études qui comparent à la fois les pas volontairement initiés (VOL) et les pas protectifs (PRO) induits par une perturbation externe. Le tableau a été organisé de manière à présenter d'abord les résultats des études ayant utilisé des sujets jeunes puis des études ayant des résultats pour les deux populations (jeune et âgée).

Partie 5
Comment estimer le risque de chute d'une personne âgée autonome ?

1. Introduction

1.1. Les personnes âgées autonomes : une population finalement peu étudiée

Les personnes qui chutent occasionnellement ou à répétition représentent 30% de la population âgée de plus de 60 ans. Pour la plupart d'entre elles, les blessures associées ne nécessitent pas directement de recours médical (HAS, 2005). Ainsi, celles qui sont les plus touchées, et généralement les plus à risque, ne représentent que 1 à 5% de la population âgée de plus de 60 ans. Or, les 25 à 29% restant sont souvent concernées par leur(s) première(s) chute(s). Cette (ces) chute(s) est (sont) souvent le début d'une spirale négative, notamment avec le développement du syndrome post-chute lié à la peur de chuter (Maki et al., 1991), voir Figure 56.

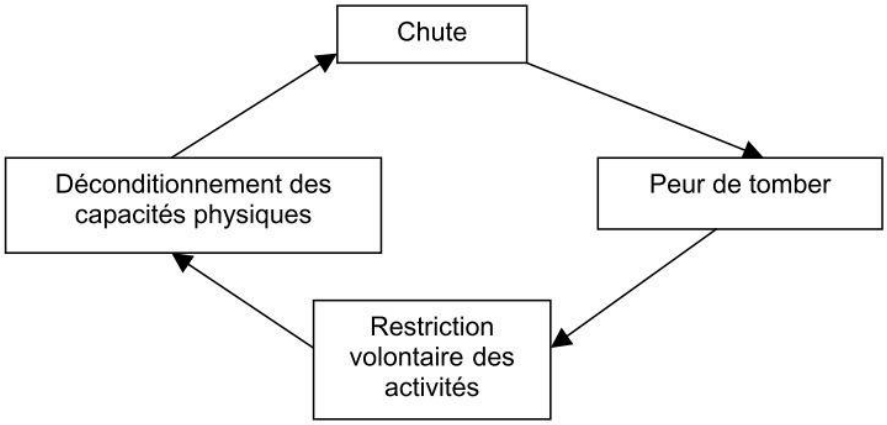


Figure 56 : Le syndrome post-chute

Il se trouve que les personnes autonomes sont concernées par ce syndrome, même si elles n'ont pas chuté (Lord et al., 2006). Or, la plupart des études en gériatrie portent sur des patients pathologiques (AVC, Alzheimer, Parkinson, déments, ostéoporose, etc) (HAS, 2005), qui sont déjà à très fort risque de chute. En revanche, il existe peu d'études menées à grande échelle sur la population âgée autonome qui, encore jugée en bonne santé, n'est pas identifiée comme à fort risque de chute. Pourtant, si ces sujets commencent à subir régulièrement des chutes, le développement du syndrome post-chute va entraîner une réduction des activités de la vie de tous les jours et une réduction des capacités physiologiques qui sont de moins en moins sollicitées, entraînant alors une augmentation du risque de chute.

Etant donné que ces personnes sont encore en bonne santé, il sera plus facile de leur proposer des activités de prévention comme la pratique d'activités physiques ciblées (van der Zijden et al., 2012; Wolf et al., 1997) ou d'adapter leurs comportements et leur environnement (Maki and McIlroy, 2006b) pour réduire les risques et ainsi éviter des traitements médicamenteux lourds et/ou des hospitalisations. Une action est donc à mener auprès de cette population, aussi bien que chez celles qui sont a priori plus à risque. En effet, si nous pouvons agir pour réduire l'apparition des chutes dans cette population, nous réduirons probablement la proportion de personnes qui deviennent à fort risque de chute.

1.2. Le besoin du clinicien : émettre un diagnostic personnalisé et fiable

Il est toujours délicat d'identifier clairement ce qui est à l'origine d'un risque de chute accru chez une personne âgée (HAS, 2005). De très nombreux facteurs peuvent être identifiés chez une personne pour tenter de déterminer si elle est à risque (Lord et al., 2006; Masud and Morris, 2001), mais il est difficile d'une part de faire le tri dans les informations, et d'autre part de savoir lesquelles sont réellement impliquées dans le développement du risque de chute de la personne. Il pourrait donc être intéressant de mettre au point un outil qui aiderait le clinicien à répondre à la question qui est de savoir si la personne présente un risque de chute accru. Si tel est le cas, il se pose ensuite la question d'établir un « profil » de la personne. A l'aide de cette connaissance, une prise en charge adaptée peut alors être envisagée. Dans ce contexte, la proposition de Horak et al. (2009) d'utiliser un test clinique (le BESTest) qui regroupe plusieurs tâches pour tester plusieurs sous-systèmes de l'équilibre apparaît pertinente. Ce test répond aux contraintes de l'environnement clinique, avec des tâches simples, faciles à mener et réalisables par la plupart des personnes âgées. Ainsi, chacune de ces tâches renseigne sur les possibles déficiences de systèmes impliqués dans les tâches de régulation et de contrôle de l'équilibre. Toutefois, nous avons montré en Partie 4a que ce test permettait plutôt de montrer des tendances que de réelles déficiences dans la population étudiée. De plus, il n'évalue « que » des aspects sensori-moteur de l'équilibre, délaissant les aspects cognitifs qui peuvent être touchés. Ainsi, il n'apparait pas totalement adapté pour les personnes âgées encore en bonne santé.

Il y a donc un réel besoin pour les cliniciens de disposer d'un outil permettant d'émettre rapidement un diagnostic personnalisé, afin de prendre une décision adaptée quant au traitement ou à la rééducation à envisager.

1.3. Objectifs

Ainsi, après avoir présenté le protocole et les principaux résultats issus des mesures, dans les chapitres précédents, nous avons cherché comment utiliser ces résultats pour améliorer le dépistage des personnes âgées autonomes à risque de chute accru ainsi que leur prise en charge. Nous nous posons alors deux questions principales, auxquelles nous tenterons de répondre par cette étude :

1) *Comment discriminer les personnes selon leur risque de chute ?*

Pour répondre à cette question, nous construirons un outil statistique permettant de classer les personnes en deux catégories selon leur risque de chute, sur la base des résultats de quelques-unes des évaluations réalisées au cours du protocole de mesures. L'un des enjeux est donc de déterminer quelles sont les évaluations les plus pertinentes pour effectuer une telle classification. Faute de données suffisantes, cette analyse ne sera menée que de manière rétrospective, i.e. les personnes seront classées uniquement selon leur historique de chute, et non sur le risque à venir.

2) *Comment mieux cibler la prise en charge des personnes identifiées comme ayant un risque de chute accru ?*

Il s'agit ici, une fois qu'une personne a été repérée comme ayant un risque de chute élevé, d'aider le clinicien à orienter ses choix de rééducation ou de remédiation du risque ciblées sur les déficiences individuelles de la personne. Pour cela, nous proposons un outil visuel qui permet de dresser le profil de la personne et d'identifier rapidement ses déficits. Cela implique auparavant de déterminer quel(s) est (sont) le(s) test(s) qui nous permet(tent) de mettre en évidence ces déficiences. Ce travail d'identification et de sélection des informations pertinentes sera basé sur les informations obtenues au chapitre précédent (Parties 4a et 4b).

Dans les deux cas, nous gardons à l'esprit que les mesures qui seront proposées doivent s'adapter aux contextes des services de gériatrie ou des centres de prévention.

Pour répondre à ces deux questions, nous identifierons d'abord, parmi des facteurs intrinsèques à la personne, lesquels sont les plus pertinents. Ces facteurs seront ensuite utilisés pour construire des modèles statistiques d'évaluation du risque. Enfin, nous verrons comment formaliser ces informations sous la forme d'un outil graphique facilement utilisable et montrerons quelques exemples sur des sujets de notre étude.

2. Informations extraites des variables d'intérêt

2.1. Introduction & objectif

Il est établi qu'un très grand nombre de facteurs peuvent augmenter le risque de chute (Masud and Morris, 2001; World Health Organisation, 2008). Cependant, il est impossible de tous les évaluer dans une même étude. Compte tenu des objectifs de notre étude (i.e. proposer des outils utilisables en contexte clinique), nous avons choisi dans cette analyse de nous concentrer exclusivement sur des facteurs intrinsèques, qui peuvent être évalués en consultation de chute. Ces facteurs ont retenu notre attention car ils évoluent avec l'âge et renseignent ainsi sur le risque de chute lié à l'état physiologique dans lequel se trouve la personne (Lajoie and Gallagher, 2004). Nous savons aussi que l'âge est souvent le premier facteur de risque de chute (voir Partie 1 § 1.1. et 1.2.). Cependant, il serait réducteur de classer une personne dans la catégorie « risque de chute accru » uniquement en fonction de son âge. En effet, même si l'avancée normale en âge agit sur un nombre considérable de systèmes – avec des répercussions sur ceux qui sont impliqués dans le contrôle de l'équilibre – les modifications sont différentes selon les individus. Aussi, nous proposons de compléter cette observation avec des facteurs intrinsèques à la personne, représentatifs de certaines capacités. Une analyse couplée entre les informations issues de la littérature et les résultats obtenus dans notre étude (voir Parties 4a et 4b) nous a permis de relever la pertinence de plusieurs facteurs quant à l'estimation de son risque de chute et à l'élaboration d'un profil de capacités d'une personne âgée. Toutefois, la plupart d'entre eux restent délicats à évaluer et il reste parfois complexe d'identifier lesquels sont les plus pertinents. Il faut notamment prendre en compte le fait que nombre de ces informations sont des cofacteurs, largement corrélés entre eux. Dans cette première partie, nous fournissons un rappel des informations issues des tests réalisés durant le protocole.

2.2. Quelles sont les variables d'intérêt ?

Tout d'abord, le rôle des informations sensorielles est primordial. Elles interviennent notamment dans l'estimation de l'état d'équilibre dans lequel se trouve le système et dans la détection des modifications de cet état. Ceci permet au SNC de conclure que le système biomécanique du corps est perturbé et que des actions correctives doivent

être mises en place. Ces informations pourraient également entrer en conflit avec les premières réponses motrices programmées, afin de modifier les stratégies à la fois motrices et de contrôle (Burleigh and Horak, 1996; Santos et al., 2010a). Ces actions devant tenir compte à la fois des capacités intrinsèques du sujet et de l'environnement extérieur (Zettel et al., 2002), elles seront programmées en fonction de cette détection. Ensuite, la réponse d'un sujet à un évènement aussi imprévisible que la chute implique une contrainte importante : le temps disponible avant d'atteindre un état impossible à rattraper. Aussi, l'intégration et l'utilisation rapide des bonnes informations sensorielles permettent de prendre des décisions adaptées pour fournir la meilleure réponse possible. Ces processus cognitifs permettent ainsi au sujet de sélectionner les informations les plus pertinentes selon l'objectif final choisi (Peterka, 2002). Ceci permet d'établir une stratégie de réponse qui emploie plusieurs mécanismes. Un choix adapté doit donc être fait parmi le « répertoire » de stratégies connues et envisageables en fonction de l'état de déséquilibre. La mise en place de cette stratégie posturale implique la fonction exécutive (Mirelman et al., 2012; Segev-Jacubovski et al., 2011).

Les capacités motrices sont également impliquées. Elles concernent à la fois les capacités musculaires pures comme la production de force (Barrett and Lichtwark, 2008; Gu et al., 1996), l'utilisation de différents mécanismes de maintien de l'équilibre comme les APA et les APC (Aruin and Latash, 1995; Massion, 1992; Park et al., 2004) et de stratégies posturales qui impliquent – ou non – des mouvements (Maki and McIlroy, 1997; Mille et al., 2005). Plus particulièrement, il a été montré que ces stratégies et ces mécanismes sont modifiés lors d'un déséquilibre imprévisible (Jacobs and Horak, 2007; McIlroy and Maki, 1999; Rogers et al., 2003).

Enfin, les mécanismes psychologiques ne sont pas à écarter. En effet, la réponse posturale d'une personne est conditionnée par son état émotionnel, comme l'anxiété issue d'une plus grande peur de chuter (Adkin et al., 2000; Huffman et al., 2009; Maki et al., 1991).

2.3. Informations révélées par les tests

L'ensemble des tests réalisés par les sujets pendant le protocole devaient nous renseigner sur une grande partie des capacités intrinsèques des sujets participants. Chaque test a été choisi dans le but de montrer une ou plusieurs informations. Ainsi, les informations extraites des différents tests permettant de renseigner sur l'état actuel des sujets sont répertoriées dans le Tableau 28. Parmi les tests psycho-cognitifs et cliniques, une seule variable est relevée, sauf pour la marche où nous avons conservé l'exposant de stabilité (MLE) et la vitesse (indiquée dans le tableau). Concernant les tests de pas, la(les) variable(s) la(les) plus représentative(s) du comportement attendu seront analysées.

Test **Variable**	**Information principale**	**Information(s) secondaire(s)**
Force Serrage Force (N)	Force musculaire	–
PASE Score (/150)	Activité physique	Force musculaire, endurance
ABC Scale Score (/100)	Peur de chuter	–
TMT B Durée (s)	Fonction exécutive	Inhibition de l'information, Attention portée à la tâche
BREF Score (/18)	Fonction exécutive de base	–
Brief BEST Score (/18)	Maintien de l'équilibre	Force musculaire, utilisation d'APA, états d'équilibre, informations sensorielles
Marche spontanée Stabilité (MLE) Vitesse ($m.s^{-1}$)	Capacité à supporter de petites perturbations	Vitesse de marche, endurance
Posturographie Vitesse CP ($m.s^{-1}$)	Maintien d'un équilibre stationnaire postural	–
CSRT Durée totale (s) Durée des APA (s)	Initiation rapide d'un pas volontaire	Utilisation des APA, fonction exécutive, attention portée à la tâche, force musculaire
Pas PRO Vitesse pied ($m.s^{-1}$)	Placer son pied vite et loin pour contrer un déséquilibre imprévu	Utilisation des APA et/ou des APC, fonction exécutive, force musculaire

Tableau 28 : Informations relatives aux sujets issues des différents tests proposés

2.4. Liens entre les tests et les variables mesurées

Si les tests proposés dans cette étude sont tous différents, il est possible que certains d'entre eux apportent des informations similaires et/ou complémentaires. Dans le but de construire un profil personnalisé représentatif de chaque sujet, il est nécessaire de choisir les informations les plus pertinentes. Ainsi, si deux tests sont fortement reliés entre eux, i.e. fournissant une information redondante, il n'est peut-être pas nécessaire de tester les deux sur les personnes, dans le but de simplifier la procédure.
Pour évaluer les liens existants entre différentes mesures, il est possible d'utiliser une méthode basée sur des corrélations bivariées (Pijnappels et al., 2010). Ces auteurs, cherchant à effectuer une prédiction des personnes allant devenir des « chuteurs

multiples », des corrélations bivariées entre chaque variable numérique mesurée (issues des tests proposés dans leur protocole) et la variable dichotomique « chuteur multiple (OUI ou NON) » ont été calculées à l'aide de corrélations de type R de Pearson. Des corrélations de même type ont aussi été réalisées pour regarder quelles variables numériques étaient corrélées entre elles. Ainsi, si le résultat à un test évolue dans le même sens qu'un autre (i.e. sont très fortement corrélés), il est probable qu'une évaluation à l'un renseigne sur la capacité à effectuer l'autre (i.e. un seul de ces tests pourrait être suffisant).

Nous avons choisi de reprendre cette méthode pour évaluer les liens existants entre nos différentes mesures. Aussi, n'ayant à disposition que des informations rétrospectives (ici le statut de « chuteur »), nous avons d'abord évalué la corrélation existante entre chaque mesure et le statut de chuteur (C ou NC). Si certaines mesures ne sont pas corrélées avec ce risque, alors nous pourrons conclure qu'elles sont peu pertinentes pour l'évaluer. Ensuite, parmi les variables qui sont effectivement corrélées au risque de chute, nous évaluons lesquelles sont corrélées entre elles. Si la corrélation entre deux variable est forte (i.e. supérieure à 0.75), alors l'ajout de l'une par rapport à l'autre n'apportera que peu d'informations. Si, en revanche, la corrélation est faible ou non-significative, c'est qu'une variable apporte probablement une information complémentaire à l'autre. Les corrélations entre les mesures pour chaque sujet dans les différents tests ont été calculées à l'aide du logiciel R®. Pour que la corrélation soit considérée significative, le test devait rendre un $p < 0.05$. Les résultats des tests de corrélations entre les différentes évaluations ainsi que par rapport au passé de chute sont rapportés dans le Tableau 29.

	ABC	CSRT (APA)	CSRT (Durée)	PRO (V pied)	TMT B	MLE	BEST	Âge	Marche (Vit)	F Serrage	Posture	Chute
ABC Peur	1	**-0.337***	**-0.564*****	**-0.465****	**-0.559*****	**-0.529*****	**0.473****	-0.251	**0.423****	**0.386***	0.17	**-0.667*****
CSRT (APA)		1	**0.937*****	**0.313***	**0.693*****	**0.374****	0.194	**0.638*****	0.158	0.166	0.231	**0.579*****
CSRT (Durée)			1	**0.909*****	**0.649*****	0.281	**-0.613*****	**0.319***	**-0.34***	-0.288	-0.268	**0.518*****
PRO (V pied)				1	**0.57*****	-0.066	**-0.647*****	**0.239**	**-0.411****	0.102	0.248	**0.469****
TMT B					1	**0.325***	**-0.608*****	**0.438****	**-0.352***	-0.168	0.234	**0.407****
Marche (MLE)						1	**0.43****	0.211	-0.09	-0.281	-0.047	**0.447****
BESTest							1	**-0.346***	**0.401****	**0.44****	0.03	**0.316***
Âge								1	-0.273	-0.032	-0.191	0.261
Marche (Vit)									1	**0.444****	0.159	0.253
F Serrage										1	**0.332***	0.214
Posture											1	-0.048

*Tableau 29 : Coefficients de corrélation entre les différentes mesures effectuées et le passé de chute. Les mesures ont été organisées suivant les résultats de corrélation obtenus avec le passé de chuteur (colonne la plus à droite). Les coefficients significatifs sont indiqués en gras. * indique un $p < 0.05$. ** indique un $p < 0.01$. *** indique un $p < 0.001$.*

Nous constatons, dans le Tableau 29, que la variable la plus corrélée au passé de chute est la peur de chuter, évaluée par l'échelle ABC. La corrélation négative indique que plus la confiance en son équilibre est importante, plus le risque sera faible. Ce test confirme sa bonne capacité à discriminer les personnes à plus fort risque de chute. Les autres variables évaluées qui sont significativement corrélées au passé de chute sont : la durée des APA et par extension la durée totale du pas lors du CSRT, le pic de vitesse du pied lors d'un pas PRO, l'exposant de stabilité lors de la marche, la durée du TMT B et le score du Brief BESTest. Un résultat remarquable est l'importante corrélation obtenue entre la durée mise par les sujets pour accomplir le CSRT et le pic de vitesse de leur pied lors de pas PRO ($R = 0.91$). Ainsi, mesurer la durée du pas lors d'un CSRT renseigne suffisamment sur la capacité à déplacer son pied lors d'un pas PRO.

La performance obtenue lors du test CSRT est fortement corrélée aux performances des sujets dans les tests TMT B et Brief BESTest. Ceci indique que ces informations vont dans le même sens chez les sujets. Toutefois, les coefficients de corrélation sont inférieurs à 0.75, laissant penser que les informations données par le TMT B et le BESTest sont différentes du CSRT et permettraient de le compléter.

Le TMT B montre un lien avec le BESTest et les variables mesurées lors de la marche. Comme avec le CSRT, les coefficients sont inférieurs à 0.75, indiquant que nous évaluons bien des informations différentes.

Au sein des mesures de marche, seul le MLE est fortement corrélé au passé de chute, contrairement à la vitesse de marche. Cet exposant montre aussi une corrélation significative avec l'ABC et le Brief BEST. Ce résultat est intéressant, dans la mesure où il apporte probablement une information complémentaire, dans une situation a priori commune pour tous les sujets, i.e. la marche.

Enfin, nos résultats mettent en évidence que les trois mesures, à l'exception de l'âge, les plus classiquement relevées en clinique (posturographie, vitesse de marche et force de serrage) ne sont pas corrélées au passé de chute. Si la vitesse de marche montre un lien significatif avec plusieurs mesures (ABC, CSRT, TMT B), la force de serrage et la tâche de posturographie n'en montrent presque aucune. Ceci indique que ces mesures classiques d'équilibre ne devraient pas permettre d'identifier le risque actuel de chute, car elles apportent des informations trop différentes de celles qui pourraient s'avérer utiles pour déceler les déficiences des systèmes impliqués dans le rattrapage d'équilibre chez des personnes âgées encore autonomes et en bonne santé.

2.5. Prise en compte des aspects pratiques

Un profil de capacités évaluées en contexte clinique doit s'établir à partir de mesures simples, rapidement lisibles par le clinicien. Ceci explique dans la plupart des cas notre choix de retenir des variables faciles à mesurer comme des durées (CSRT, TMT B) et des scores (BESTest, ABC). Pour ce qui concerne les indices venant du pas PRO, la vitesse de déplacement du pied nous est apparue intéressante car elle représente à la fois la performance globale du sujet par rapport à la consigne et traduit l'efficacité des ajustements posturaux réalisés au préalable. L'utilisation d'une centrale inertielle, ou d'un accéléromètre pourrait permettre de mesurer assez simplement cette variable. De même, l'indice de stabilité de la marche est complexe d'un point de vue du calcul (voir Partie 4a) mais assez simple à mesurer et à interpréter. Les données nécessaires à son calcul peuvent être acquises par un système de centrales inertielles portées par le sujet.

Cependant, compte tenu de la grande variabilité des comportements des individus, des nombreux paradigmes utilisés et de la complexité technique d'un montage de perturbation, une tâche de rattrapage d'équilibre provoquée par une perturbation contrôlée et répétable nous paraît encore peu envisageable dans un environnement clinique. Des tâches plus simples à mettre en œuvre et à mesurer, comme le CSRT ou l'acquisition de la cinématique du sujet (pour calculer sa stabilité) au cours de la marche, nous paraissent plus facilement transférables.

3. Discriminer le risque de chute

3.1. Objectif

L'objectif de cette partie est de construire un outil qui est en mesure d'aider le clinicien à distinguer les personnes âgées à risque de chute, dans une population autonome, à l'aide d'une ou plusieurs mesures effectuées. Cet outil doit notamment permettre de renseigner sur l'importance de son risque de chute.

3.2. Méthode utilisée

Autrement dit, l'objectif de cette partie revient à proposer un critère qui permet de classer les personnes en deux catégories : les personnes à risque accru, pour lesquelles un suivi devra être envisagé, et les autres. Ce critère est constitué :

- d'une *variable discriminante*, qui sera ici une combinaison linéaire d'informations relatives à la personne et représentatives de ses capacités ;
- d'un *seuil* pour la valeur de cette variable permettant de classer les personnes dans l'une ou l'autre des catégories.

Ainsi, l'établissement de ce critère comporte deux étapes :

1) La construction de la meilleure variable discriminante possible étant donnée les informations relatives à la personne que l'on souhaite prendre en compte. Pour cela nous utilisons un modèle de régression logistique multivariée, construit à partir des données expérimentales.
2) L'évaluation de la capacité de cette variable discriminante à classer correctement les personnes dans les bons groupes et l'estimation du seuil optimal. Pour cela nous menons une analyse de type « ROC » (Receiver Operating Characteristics) (Coughlin et al., 1992). A l'aide de cette méthode, il est notamment possible d'évaluer combien l'on peut avoir de « vrais positifs », i.e. des valeurs identifiées prédictives qui sont effectivement prédictives, et combien l'on peut avoir de « faux positifs », i.e. de valeurs identifiées prédictives et qui en vérité ne prédisent pas.

Dans cette partie, en l'absence de données suffisantes sur le devenir de nos sujets, nous allons travailler de manière rétrospective. Une brève présentation de résultats portant sur une analyse prédictive sera également fournie. L'objectif reste donc de

discriminer au mieux les chuteurs des non-chuteurs sur la base d'informations recueillies lors de l'expérimentation. De plus, pour cette première approche, nous n'avons pas mis en place de validation croisée : les capacités prédictives des critères ont été évaluées sur l'ensemble de notre échantillon de données, i.e. sur les mêmes données qui ont permis de construire les variables discriminantes.
L'ensemble des analyses statistiques a été mené à l'aide du logiciel R®. En particulier, l'analyse ROC a été faite à l'aide du package pROC (Robin et al., 2011). Nous considérons une variable significative à partir du moment où son p est < 0.05.

Ce travail sera donc présenté en deux parties :

- *L'identification des variables pertinentes pour discriminer les C des NC*

Le nombre de variables que l'on peut intégrer à un modèle logistique est contraint par la taille de l'échantillon de données (les conditions de validité de la régression logistique indiquent qu'il faut au moins cinq à dix évènements par variable explicative). Dans notre cas, cela nous contraint à ne pas utiliser plus de trois variables dans le modèle construit. Nous ferons donc une première analyse, en utilisant des régressions logistiques avec une seule variable explicative, afin de déterminer, parmi les variables d'intérêt mentionnées au § 2.3., lesquelles ont un pouvoir de discrimination entre C et NC important.

- *La proposition et l'évaluation de critères d'évaluation du risque de chute multivariés*

Dans un deuxième temps, nous proposerons et évaluerons plusieurs critères pour identifier les personnes à risque de chute accru. Ces critères seront ensuite évalués dans leur capacité à discriminer les C des NC.

3.3. Variables pertinentes pour discriminer les C des NC

3.3.1. Rappel de l'objectif

A l'aide de ces modèles, notre objectif est d'identifier les variables qui sont les plus pertinentes pour discriminer le risque de chute des personnes évaluées. Ces connaissances seront ensuite utiles pour construire des modèles de régressions logistiques multivariées, qui devraient être encore plus discriminants pour détecter le risque de chute de personnes âgées.

3.3.2. Résultats

A l'aide du modèle de régression logistique univariée, et d'une analyse en ROC, nous obtenons pour un ensemble de variables explicatives, les résultats présentés dans le

Tableau 30. Lors de l'analyse en ROC, les valeurs de sensibilité et de spécificité correspondent aux valeurs optimales du modèle, lorsque le seuil est fixé à la valeur indiquée dans la colonne de droite. Ce seuil est effectivement déterminé selon le meilleur rapport entre la sensibilité et la spécificité mesurées.

Variables	Univariée			ROC			
	Coefficients	**p**		**Aire**	**Sensibilité**	**Spécificité**	**Seuil**
Morphologiques							
Sexe	2.0769	0.278	NS	0.5795	75	40.9	-0.222
Age	1.1505	*0.098*	*NS*	0.6614	65	63.6	-0.295
Psycho-Cognitif							
PASE	0.9855	0.136	NS	0.6284	100	36.3	-0.665
BREF	0.6863	0.132	NS	0.6443	70	54.5	-0.313
TMT B	1.0208	**0.014**	*	**0.7216**	**65**	**81.8**	**0.046**
ABC	1.2562	**0.001**	**	**0.9114**	**90**	**86.3**	**-0.458**
Mesures cliniques							
F Serrage	0.9218	0.129	NS	0.6477	80	54.5	-0.145
V Marche	0.0847	0.112	NS	0.6545	90	40.9	-0.388
MLE	3.4934	**0.01**	*	**0.7432**	**70**	**72.7**	**0.017**
Posturo YF	0.9794	0.752	NS	0.5159	65	50	-0.099
BESTest	0.7603	**0.048**	*	**0.6943**	**75**	**63.6**	**-0.336**
CSRT							
Durée	2363.3	**0.003**	**	**0.7955**	**70**	**81.8**	**-0.1**
Durée APA	2051	**0.006**	**	**0.775**	**90**	**59**	**-0.616**
Pic V Pied	0.3981	0.249	NS	0.5909	35	90.9	0.162
V Recul CP	0.0013	*0.072*	*NS*	0.6705	50	86.3	0.193
V Décharge CP	0.0294	**0.018**	*	**0.7273**	**95**	**54.5**	**-0.554**
Pas PRO							
Durée	2103.1	0.21	NS	0.55	40	90	0.17
Durée APA	6264	*0.051*	*NS*	0.6205	40	100	0.402
Pic V pied	0.2189	*0.059*	*NS*	0.6568	70	63.6	-0.104

Tableau 30 : Résultats de l'évaluation des différentes variables explicatives du risque selon les analyses univariée et ROC. Les coefficients sont estimés par le modèle de régression logistique. Les variables significatives sont indiquées en gras. Les variables dont la significativité est inférieure à 0.1 sont indiquées en italique. L'aire correspond à l'aire sous la courbe (comprise entre 0 et 1). Les valeurs de sensibilité et de spécificité sont données en %.

En observant les résultats obtenus dans le Tableau 30, nous remarquons que seulement sept variables discriminent correctement les C et les NC. Il s'agit du test cognitif TMT B, de l'échelle de peur de chuter ABC Scale, de l'exposant de stabilité mesuré au cours de la marche (MLE), du test clinique BEST dans sa version Brief et du test de pas volontaire CSRT, pour ses variables durée totale du pas, durée des APA et vitesse de décharge du CP. Contrairement à ce qui était attendu, les variables issues

de l'analyse des pas PRO ne se révèlent pas significatives. Toutefois, les variables qui se sont montrées différentes entre C et NC (voir Partie 4b) comme la durée des APA et le pic de vitesse du pied sont à la limite de la significativité (respectivement $p = 0.051$ et $p = 0.059$). L'ABC Scale est la variable explicative de l'augmentation du risque de chute qui possède la significativité la plus forte ($p = 0.001$), et l'aire sous la courbe la plus importante. L'analyse en ROC révèle que les sept variables identifiées comme significatives ont une aire sous la courbe qui couvre plus de 70% de l'aire totale. Les résultats obtenus pour l'aire sous la courbe suivent la significativité obtenue lors de l'analyse univariée, dans le sens où plus la significativité est importante plus l'aire est importante.

3.3.3. Discussion

Premièrement, nous avons constaté que, parmi les variables « psycho-cognitives », seules deux apparaissent significativement reliées à la probabilité d'être chuteur : la confiance en son équilibre (ABC) et la flexibilité mentale (TMT B).

Le résultat concernant la confiance n'est pas très étonnant, dans la mesure où il a déjà été démontré que c'est une variable qui permet d'identifier le risque de chute (Lajoie and Gallagher, 2004). Toutefois, il faut remarquer l'importance de la surface sous la courbe obtenue à l'aide de la méthode ROC pour cette variable. Avec une aire supérieure à 90%, elle s'annonce comme étant extrêmement efficace pour discriminer les sujets.

La capacité du TMT B à discriminer les sujets selon leur risque de chute n'était en revanche pas forcément attendue, même s'il a été démontré qu'un score faible est corrélé avec une performance dégradée au CSRT (Lord and Fitzpatrick, 2001; Pijnappels et al., 2010), lui-même corrélé au risque de chute. Toutefois, si ce test permet de discriminer le risque de chute, il convient de rappeler qu'il ne s'est révélé significatif entre nos deux groupes que pour les personnes âgées de 75 ans et plus (voir Partie 4a). Ainsi, l'âge d'un sujet pourrait modifier l'impact de cette variable à discriminer le risque ou cette variable n'être utilisée qu'à partir d'un certain âge.

Les valeurs issues des évaluations d'activité physique (PASE) et de fonction exécutive de base (BREF) ne se révèlent pas comme étant des indicateurs pertinents du risque de chute. Ceci s'explique notamment par la bonne forme de la population évaluée. Ainsi, il conviendrait certainement d'utiliser ces évaluations pour une population considérablement plus âgée et/ou pathologique.

Ensuite, les trois mesures cliniques utilisées qui sont souvent mesurées (i.e. force de serrage, posturographie et vitesse de marche) ne permettent pas de distinguer les personnes au sein des groupes. La raison principale serait également la bonne santé de nos sujets, qui n'ont pas encore de déficiences suffisamment avancées pour rencontrer des difficultés à réaliser ces tâches. En revanche, des mesures plus complexes (exposant de stabilité au cours de la marche) ou plus complètes (BESTest) se révèlent significatives. Elles font appel à des capacités plus complexes et plus élaborées, ayant

ainsi plus de chances de concerner celles qui peuvent être touchées en premier chez les personnes âgées encore autonomes.
Le test CSRT montre également une distinction entre les groupes de sujets à l'aide de plusieurs variables que l'on peut en extraire comme la durée totale du pas, la durée des APA ou la vitesse de déchargement du CP lors des APA. Ceci indique que la capacité à effectuer un pas dans une direction, qui implique d'utiliser le mécanisme des APA, est déterminant dans le contrôle de l'équilibre qui permet de se prémunir de la chute. Ce test est donc intéressant à mettre en place car il place les sujets dans une situation peu risquée mais assez proche d'une situation de pas protectif (corrélation entre les deux de 0.91). De plus, malgré deux tendances observées (sur la durée des APA et la vitesse de déplacement du pied), le test de pas protectif ne se révèle pas significatif. Cela pourrait notamment s'expliquer par la faiblesse des perturbations appliquées sur les sujets ou par le fait que, malgré tout, les personnes s'attendaient à être perturbées.
En conclusion, les variables que nous pouvons retenir pour construire des modèles multivariés seront en priorité : le score à l'ABC Scale, la durée du CSRT et l'exposant de stabilité au cours de la marche. Néanmoins, les bons résultats observés sur les tests TMT B, BESTest ou la variable vitesse de déchargement lors du CSRT nous incitent à tester aussi ces variables pour tenter de construire le modèle le plus discriminant possible.

3.4. Modèles d'évaluation multivariés du risque de chute

3.4.1. Rappel de l'objectif

Avec un modèle multivarié, nous souhaitons proposer un outil d'identification du risque de chute qui combine plusieurs mesures explicatives.

3.4.2. Modèles proposés

Basé sur les conclusions du paragraphe précédent, nous construisons donc plusieurs modèles avec des variables identifiées comme significativement discriminantes et qui, en plus, apportent une information différente.

- Un premier modèle (*Modèle 1*) est composé des trois résultats ayant obtenu les significativités les plus importantes : la mesure ABC et deux durées issues du CSRT (la durée totale et la durée des APA). Nous pensons que ce modèle devrait fournir les meilleurs résultats compte tenu de ses prédictions univariées.
- Un second modèle (*Modèle 2*) est constitué des trois variables ayant obtenu la significativité la plus forte tout en venant de trois tests différents : la mesure

ABC, le MLE et la durée mise pour accomplir le CSRT. Ainsi, nous cherchons à nous affranchir de variables qui sont fortement corrélées entre elles, comme la durée totale du CSRT et la durée des APA lors du CSRT (voir Tableau 29).

Ensuite, compte tenu de la forte prévalence du score ABC dans les deux premiers modèles et de ses limitations possibles dans le cas de la prévision, nous avons cherché à établir les meilleurs modèles sans cette variable. Nous avons soulevé l'importance d'autres variables comme le TMT B ou le BESTest. Aussi, il nous a paru important de tester leur implication dans un modèle multivarié, afin de déterminer si les informations fournies par ces tests améliorent le résultat obtenu avec le modèle.

- Un troisième modèle composé des variables les plus significatives (score ABC exclu) sera constitué de : la durée du CSRT, du MLE et de la durée du TMT B (*Modèle 3*).
- Un quatrième modèle permettant d'observer l'effet du BESTest avec : la durée du CSRT, la durée du TMT B et le score du BESTest (*Modèle 4*).
- Enfin, un cinquième modèle composé uniquement de mesures cliniques classiques (force de serrage, vitesse de marche, posturographie) afin de pouvoir comparer ses résultats avec les autres modèles construits (*Modèle 5*).

L'ensemble de ces modèles seront évalués de la même manière que pour l'analyse par régression logistique univariée. Nous calculons aussi le seuil de probabilité (dernière colonne du tableau 31) du modèle, i.e. celui qui permet de classer les sujets entre C et NC. En effet, si le sujet évalué par ce modèle montre une probabilité d'être C supérieure à la probabilité « seuil » du modèle, il est identifié comme un C.

3.4.3. Résultats

Les résultats sont présentés dans le Tableau 31 ci-dessous. Consécutivement à ce qui a été observé dans le Tableau 30, les modèles qui contiennent la variable explicative ABC Scale obtiennent les meilleures significativités lors de l'analyse multivariée. De même, ils montrent les aires les plus importantes sous la courbe lors de l'analyse ROC (i.e. > à 90% de l'aire totale possible). Ainsi, une analyse qui combine les trois variables les plus discriminantes (*Modèle 1*) obtient une sensibilité et une spécificité assez élevées. Nous constatons également que le *Modèle 2* (composé de variables issues de tests différents) obtient un meilleur résultat que le *Modèle 1*, avec notamment une aire sous la courbe plus importante et à la fois une significativité et une spécificité supérieures à 90%. Toutefois, la variable issue de l'ABC Scale est tellement discriminante qu'elle « inhibe » les autres variables lorsqu'elle compose le modèle. En effet, le modèle établit que lorsque le score ABC est présent, les autres variables n'apportent (statistiquement) pas d'informations supplémentaires. En établissant un nouveau modèle multivarié sans cette variable (*Modèles 3* et *4*), nous remarquons que des trois tests les plus susceptibles d'expliquer une augmentation du

risque de chute, seuls deux se révèlent significatifs : la durée du CSRT et le MLE. Toutefois, le TMT B améliore le résultat du *Modèle 3* (aire = 0.806 pour un modèle composé uniquement de la durée du CSRT et du MLE). Malgré les résultats obtenus lors de l'analyse univariée (voir § 3.3.2.), les tests TMT B et BEST associés à la durée du CSRT ne se révèlent pas significatifs dans le *Modèle 4*. Toutefois, l'aire sous la courbe est supérieure à 0.8, ce qui pourrait être satisfaisant. Enfin, dans un modèle comportant trois mesures réalisées classiquement en clinique (*Modèle 5*), aucun des facteurs ne se révèle significatif. De plus, l'aire sous la courbe ROC est la plus faible. Ainsi, à la vue de l'analyse présentée dans le Tableau 31, les trois modèles apportant des résultats satisfaisants sont les modèles 1 à 3 impliquant 4 tests : l'ABC Scale, le TMT B, le CSRT et le MLE (stabilité lors de la marche). Compte tenu de l'importance de l'ABC, le *Modèle 3* apparaît intéressant, notamment parce qu'il se base sur 3 capacités identifiées réduites chez des personnes chuteuses.

Analyse	Multivariée			ROC			
	Coefficients	**p**		**Aire**	**Sensibilité**	**Spécificité**	**Proba**
Modèle 1							
ABC +	0.8251	**0.01**	**	**0.9136**	95	86.3	0.376
CSRT (Durée) +	247.29	0.368	NS				
CSRT V Décharge CP	1.2881	0.909	NS				
Modèle 2							
ABC +	0.8399	**0.02**	*	**0.9341**	90	90.9	0.468
CSRT (Durée) +	393.91	0.304	NS				
MLE	2.4291	0.208	NS				
Modèle 3							
CSRT (Durée) +	2995.4	**0.026**	*	**0.8545**	70	95.4	0.64
MLE +	3.5325	**0.035**	*				
TMT B	1.0003	0.976	NS				
Modèle 4							
CSRT (Durée) +	1887.1	**0.263**	*	**0.8136**	75	81.8	0.428
TMT B +	1.015	0.179	NS				
BESTest	0.9833	0.928	NS				
Modèle 5							
F Serrage +	0.9481	0.3	NS	**0.7205**	80	63.3	0.454
Posture YF +	1.0142	0.847	NS				
V Marche	0.1589	0.28	NS				

Tableau 31 : Résultats de l'évaluation des différents modèles construits selon les analyses multivariées et ROC. Les coefficients estimés sont issus directement des régressions logistiques multivariées. L'aire correspond à l'aire sous la courbe comprise entre 0 et 1. Les valeurs de sensibilité et de spécificité sont données en %. La colonne « Proba » correspond au seuil de probabilité de voir son risque de chute estimé comme « accru » par le modèle.

3.4.4. Application sur des sujets types

Pour identifier le risque de chute d'un sujet spécifique, nous devons établir sa situation par rapport au « seuil » fixé par le modèle. Afin d'illustrer le fonctionnement de cette méthode, nous prendrons des exemples de prédictions effectuées par les différents modèles sur des sujets ayant participé à l'étude.

Pour évaluer la qualité de prédiction du risque de chute de nos modèles, basés sur les mesures expérimentales, nous ferons une analyse personnalisée de sujets appartenant aux deux groupes (C et NC). Nous avons choisi quatre sujets particuliers qui, par leurs profils et leurs résultats, mettent en évidence à la fois le bon fonctionnement de certains modèles et leurs limites. Deux des sujets retenus, appartenant chacun à un groupe, sont situés aux « extrêmes », i.e. sujets dont la quasi-totalité des mesures appartiennent pour l'un au premier quartile et pour l'autre au dernier quartile de la population totale. Les deux autres sujets, appartenant aussi chacun à un groupe, sont plus « limites » de par le fait que leurs profils sont plutôt situés proches de la médiane de la population totale. Les caractéristiques de ces quatre sujets sont résumées dans le Tableau 32 suivant :

Caractéristiques des sujets	**« Extrêmes »**		**« Limites »**	
	S 06	**S 51**	**S 17**	**S 32**
Chuteur (OUI ou NON)	NON	OUI	OUI	NON
Âge (années)	72	79	70	74
Sexe (H ou F)	H	F	H	F
Score ABC (sur 100)	97	58	83	85
Durée au TMT B (secondes)	59	175	99	157
Stabilité de marche (foulée)	0.7419	3.3913	1.4625	0.884
Temps moyen au CSRT (secondes)	0.821	0.958	0.694	0.771

Tableau 32 : Caractéristiques des sujets qui seront évalués individuellement à l'aide des différents modèles

Les réponses obtenues par ce sujet à l'aide des différents modèles sont les suivantes :

Modèle	**« Extrêmes »**		**« Limites »**		**Seuil**
	S 06 (NC)	**S 51 (C)**	**S 17 (C)**	**S 32 (NC)**	
Modèle 1	0.066	0.997	0.477	0.55	0.376
Modèle 2	0.049	0.999	0.472	0.463	0.468
Modèle 3	0.166	0.981	0.244	0.478	0.64
Modèle 4	0.183	0.672	0.199	0.718	0.428
Modèle 5	0.285	0.671	0.084	0.536	0.454

Tableau 33 : Probabilités (comprises entre 0 et 1) pour chaque sujet d'appartenir au groupe des « Chuteurs » obtenues à l'aide des différents modèles multivariés. Les seuils sont les mêmes que dans le Tableau 31. Les prédictions indiquées en vert sont considérées comme correctes. Les prédictions indiquées en rouge sont considérées comme fausses.

S 06 : Pour l'ensemble des quatre premiers modèles, ce sujet obtient une probabilité très faible d'être à risque de chute (respectivement de 5.4%, 4.9%, 16.6% et 18.3% selon les modèles *1*, *2*, *3* et *4*). En revanche, le *Modèle 5* établit une probabilité à ce sujet d'être chuteur de 28.5%, ce qui est élevé. Ce sujet est effectivement un NC, ayant obtenu parmi les meilleurs résultats aux différents tests. Le modèle qui donne le meilleur résultat est donc le *Modèle 2*.
S 51 : Pour l'ensemble des trois premiers modèles, ce sujet obtient une probabilité qu'il soit à risque de chute qui est très élevée (respectivement de 99.7%, 99.9% et 98.1% selon les modèles *1*, *2* et *3*). En revanche, pour les modèles *4* et *5*, sa probabilité d'être chuteur tombe à 67%. Ce sujet étant effectivement C, les trois premiers modèles sont très satisfaisants, mais pas les deux derniers.
S 17 : Comme l'on pouvait s'y attendre, la probabilité que ce sujet soit « chuteur » est proche des seuils des modèles *1* et *2* et reste supérieure, ce qui indique une prédiction convenable. En revanche, le *Modèle 3* l'identifie comme un NC, tout comme le *Modèle 4* et ceci avec des probabilités qui s'éloignent du seuil. Enfin, le *Modèle 5* l'identifie comme un chuteur à seulement 8.4 %, ce qui est insatisfaisant.
S 32 : De même que pour le S 17, la probabilité que ce sujet soit C est proche des seuils des modèles *1* et *2*. Sa probabilité reste inférieure au seuil du *Modèle 2* qui l'identifie donc bien comme un NC. En revanche, les modèles *1* et *4* l'identifient aussi comme un C. Le point commun entre ces deux modèles est la durée totale du CSRT. Si ce sujet a rencontré des difficultés dans certains tests, il a probablement une bonne performance lors du CSRT, ce qui ne valide pas l'utilisation de ces modèles dans son cas. En revanche, son évaluation par le modèle *3* qui est convenable. Enfin, le *Modèle* 5, décrit cette personne comme ayant une probabilité de chuter de 53%, ce qui surpasse le seuil fixé à 45.4%. Comme pour S 17, la prédiction de ce dernier modèle est fausse.

3.4.5. Tentative de faire de la prédiction

Nous sommes parvenus à faire de la détection du risque de chute des personnes sondées avec les mesures que nous avons réalisées. Toutefois, pour encore mieux cibler la prévention, il serait opportun d'être capable de prédire la survenue de nouvelles chutes pour les personnes participantes. A l'aide de notre démarche de suivi, nous avons obtenu des données prospectives de chute (OUI ou NON) à 6 mois pour 38 sujets. Sur ces 38 sujets, seuls 8 (tous des chuteurs) soit 21% de la population, ont rechuté dans les 6 mois qui suivaient l'expérimentation. En reprenant la méthode présentée au § 3.3., nous avons constaté que seul le score de peur de chuter montrait une tendance à prédire le risque ($p = 0.055$, aire sous la courbe = 0.756 avec une sensibilité de 100 pour une spécificité de 63). Devant la faiblesse de ce résultat, nous n'avons pas engagé de procédure de prédiction à l'aide de modèles multivariés.

Ces résultats s'expliquent très probablement par un faible nombre de sujets comparativement aux études de cohorte qui analysent généralement ces données sur plus d'une centaine de sujets. D'autre part, notre population était en très bonne santé, et nous ne sommes donc pas représentatifs de la population âgée en général, mais plutôt de la population âgée très autonome. Ainsi, la période de suivi sur 6 mois est certainement trop courte pour effectuer une prédiction convenable avec cette population. Des résultats sur une durée d'un an ou deux devraient nous donner de plus amples informations sur l'évolution de ce risque chez cette population. Toutefois, le risque des études de cohorte est de perdre le suivi des personnes qui ont participé. Dans notre cas, nous n'avons déjà pas pu assurer le suivi de 9 personnes sur 6 mois, ce qui représente une perte de 19% de la population participante.

3.4.6. Discussion – Conclusion

Tout d'abord, nous pouvons affirmer que, pour cette étude, l'ABC Scale est la meilleure mesure de prédiction rétrospective de l'appartenance à un groupe de C ou de NC. Cette variable a un tel impact sur les modèles de prédiction, qu'elle pourrait presque suffire à elle seule. Ainsi, nous confirmons que les personnes qui ont déjà chuté dans le passé ont véritablement plus peur de chuter que les autres et qu'elles souffrent certainement du syndrome post-chute. Ceci a également été démontré par Lajoie and Gallagher (2004) mais avec des scores qui étaient bien plus faibles pour les C. Ceci peut s'expliquer par le fait que la population est différente entre ces deux études, ces auteurs ayant constitué une population composée d'âgés autonomes et d'âgés vivant en maison de retraite. Toutefois, si la distinction faite entre les groupes par cette variable est de très bonne qualité ($p = 0.001$ et aire sous la courbe ROC = 0.91), elle n'est pas suffisante pour expliquer la raison de la chute des sujets. Ainsi, malgré sa qualité de discrimination entre les groupes, nous recommandons de la mesurer en plus d'autres capacités intrinsèques aux sujets. Dans cette étude, nous avons remarqué sa tendance à pouvoir prédire le risque, comme cela a été suggéré par Lajoie and Gallagher (2004) après une étude rétrospective. Ainsi, nous pouvons conclure qu'après l'âge des sujets, la peur de chuter est une mesure importante de l'évaluation du risque de chute qui comptera pour être en mesure de prédire l'évolution de ce risque chez une population âgée autonome. Mais elle nécessite d'être complétée par d'autres mesures, de capacités intrinsèques notamment.

Ensuite, le test CSRT reste une excellente piste, car il met suffisamment en jeu l'équilibre de la personne, en lui demandant de réaliser un pas. Ce mouvement se place dans un contexte proche d'une situation de chute, car le stimulus imposant la réponse motrice est en partie imprévisible. De plus, ce test sollicite particulièrement la fonction exécutive, car il impose aux sujets une grande attention et une planification de l'action adaptée. De ce fait, ceci pourrait expliquer les bonnes corrélations trouvées entre cette tâche et les tests de pas PRO et le TMT B. Une

limite que nous relevons toutefois par rapport à un contexte de chute est que cette tâche reste une situation volontaire, dont le sujet maîtrise les contraintes spatio-temporelles, quoi qu'il arrive. Si ceci est d'abord un avantage pour l'expérimentateur ou le clinicien, car il place le sujet dans une situation à faible risque de chute, cela peut aussi être un inconvénient, car cette situation ne sollicite pas les APC et n'induit pas de déséquilibre venant d'une perturbation externe. Cependant, compte tenu des résultats affichés par ce test et sa facilité de mise en œuvre, nous recommandons très fortement son utilisation en clinique. Les variables utiles sont assez simples (durées, vitesses) et peuvent être mesurées avec précision à l'aide de matériel simples et/ou bon marché (e.g. contacteurs sous les pieds, matériel de type Gait Rite® ou Optojump®).

La mesure de stabilité au cours de la marche, qui a déjà permis de distinguer les C des NC (Hamacher et al., 2011), apporte ici de bons résultats, qui viennent compléter les autres. Cette mesure est assez simple à mettre en place si on dispose d'un environnement approprié (tapis roulant ou grande salle), car elle implique de mesurer une donnée cinématique lorsque le sujet marche à vitesse spontanée. Ce mouvement étant le plus commun du répertoire moteur d'un individu, la plupart des personnes susceptibles d'être évaluées sont capables de réaliser ce test. Toutefois, nous l'avons établie sur un tapis roulant, ce qui n'est pas un environnement familier pour la plupart des sujets. Il pourrait être plus judicieux d'utiliser un autre moyen pour évaluer la stabilité de la marche en laboratoire ou en environnement clinique, comme par exemple en faisant tourner les sujets en rond dans une salle assez grande, en contrôlant toutefois leur vitesse de marche. Il faut garder en mémoire qu'ils ne doivent pas se retrouver dans une situation où ils ont besoin de changer de rythme (e.g. effectuer des virages ou des demi-tours) afin de ne pas perturber la mesure, basée sur la qualité de répétabilité du pattern de marche. L'utilisation de centrales inertielles, comme nous l'avons fait au sein de ce protocole de mesure, apparaît un bon moyen de recueillir une cinématique précise, car elles sont facilement utilisables dans un contexte clinique. De plus, le contexte du test de 6-minutes marche impliquerait d'utiliser un test connu des cliniciens pour effectuer cette mesure.

Le test TMT B s'est lui aussi révélé intéressant. En effet, ce test a montré une diminution de la capacité d'inhibition des personnes les plus âgées, distinguant les C des NC dans cette catégorie d'âge. Ainsi, une mesure de ce type permettrait d'améliorer l'identification et certainement la prédiction du futur risque de chute (l'âge allant en augmentant). Cependant, il ne ressort pas de manière très significative dans notre modèle. Ceci est probablement dû au fait que 60% de nos sujets étaient encore des « jeunes âgés », i.e. âgés de moins de 75 ans. Ainsi, il est probable que dans un modèle centré sur une population ne comprenant que des personnes plus âgées, cette variable prenne un rôle plus important. Le TMT B a notamment montré

des similitudes avec le test CSRT (Lord and Fitzpatrick, 2001; Pijnappels et al., 2010) mais sa capacité prédictive à long terme n'a pas encore été démontrée.

Le BESTest ne s'est, quant à lui, révélé que dans l'analyse univariée. Sa construction, en « sous-systèmes » de l'équilibre reste très intéressante, et pourrait notamment guider la construction des profils de capacités. Cependant, pour la population que nous avons évaluée, la version du test utilisée (Brief BEST) n'est pas assez discriminante, notamment dans l'évaluation des différents critères. En effet, l'évaluation par un score allant de 0 à 3 ne laisse peut-être pas assez de liberté à l'expérimentateur, car les notations 0 et 1 correspondent à des réponses fournies par des personnes qui ont beaucoup plus de difficultés ou qui sont fortement pathologiques. Ainsi, une évaluation pourrait d'abord se faire pour « classer » la personne dans une population (en bonne santé / pathologique, pathologie = AVC / Parkinson / Alzheimer, …). Ensuite, suivant chaque population, il faudrait ré-établir des items allant de 0 à 3. Par exemple, dans une population en bonne santé, nous pourrions affiner l'analyse du test TUG en reportant le temps mis par la personne pour effectuer le test.

La tâche de pas PRO n'a pas permis de fournir de mesures qui se sont révélées significatives pour discriminer les sujets selon leurs groupes. Ceci signifie que l'ensemble des sujets a globalement répondu de la même manière aux perturbations d'équilibre proposées. Néanmoins ce test reste intéressant, car certaines valeurs de prédiction sont proches d'être significatives. Nous n'obtenons donc pas les résultats escomptés (i.e. mieux identifier le risque à l'aide de cette tâche) et ceci malgré une différence importante de situation avec les autres tests. La raison principale est probablement que les perturbations d'équilibre utilisées étaient assez faibles, très répétitives et proposées presque dans la même direction (forte composante AP). Ceci a placé les sujets dans une situation probablement trop facile et donc pas assez discriminante. Ainsi, pour une population de personnes âgées autonomes et en bonne santé, nous pouvons sans risque tenter de complexifier la tâche en changeant les caractéristiques de la perturbation (durée, intensités, directions, jerk, ajout d'une double tâche, etc). En effet, la validité de ce type de tâche pour la prédiction du risque futur commence à être démontrée, dans des protocoles de tether-release (Carty et al., 2014; Graham et al., 2015).

Enfin, les tâches impliquant des mesures très classiques n'ont pas permis de prédire correctement le risque actuel de chute des sujets sondés. Ceci a été observé à la fois à l'aide des modèles univariés et multivariés. Ainsi, dans une population comme celle qui a participé à cette étude, nous confirmons que ces mesures ne sont pas adaptées à la détection du risque de chute. Toutefois, elles peuvent certainement être utilisées

pour des populations très pathologiques ou à très fort risque de chute car elles ont l'avantage d'être très facilement réalisables, même chez des personnes très fragiles.
Notre étude reste toutefois limitée. Les études qui établissent ce genre de prédiction se basent généralement sur des cohortes composées de plus de 200 sujets (Carty et al., 2014a; Pijnappels et al., 2010). Aussi les résultats présentés ici sont dépendants de la faiblesse de notre échantillon et les modèles proposés mériteraient d'être testés sur plus de sujets. De plus, le critère qui classe les sujets en tant que chuteur – ou non – est établi sur la base de cet échantillon. Il serait alors bon de valider ce critère à l'aide d'une méthode de validation croisée. D'autre part, nous avons choisi d'identifier les facteurs de risque sur des personnes âgées autonomes et en bonne santé, ce qui nous donne une population très homogène, peu représentative de la totalité de la population âgée. De plus, du fait des critères de sélection des sujets utilisés dans cette étude, notre échantillon comporte une proportion de chuteurs supérieure à la normale (44.6% contre 30 à 35% habituellement). Enfin, l'évaluation du risque de chute a montré des résultats très encourageant lorsque l'on se base sur des données rétrospectives. En revanche, nous n'avons pas été en mesure d'effectuer une prédiction de l'évolution du risque. Il serait donc bon de poursuivre ce travail sur les données prospectives, afin de tenter de valider les résultats des modèles sur des personnes qui vont chuter ou rechuter.

En conclusion, nous pouvons dire que les modèles utilisés ont démontré une bonne capacité à identifier le risque de certaines variables bien spécifiques. Le modèle qui se révèle être le plus prédictif se constitue de la peur de chuter (échelle ABC), de la capacité à faire des pas dans un contexte incertain (CSRT) et de la capacité à maintenir un équilibre stationnaire en mouvement non-perturbé (i.e. la marche). Ces trois mesures constituent des informations qui renseignent sur le risque de chute des personnes âgées autonomes et en bonne santé. La plupart de ces tests sont réalisables en clinique, laissant la possibilité de construire un protocole d'évaluation du risque de chute à plus grande échelle, dans les centres de prévention et les services de gériatrie.

4. Etablir le profil d'une personne

4.1. Construction des profils

4.1.1. Bilan des variables retenues

En considérant à la fois les mesures permettant de révéler des différences entre les C et les NC et les liens existants entre les différents tests proposés lors de notre étude, les variables retenues pour établir un profil d'une personne âgée qui servira à mieux comprendre son risque de chute, s'il y en a un, sont les suivantes :

- La *durée* mise pour accomplir le test cognitif *TMT B* (en secondes)
- La *confiance* globale d'un individu en son équilibre à l'aide de *l'échelle ABC* (un score)
- La *stabilité* au cours d'un exercice de *marche à vitesse spontanée* (un exposant)
- La *durée* mise pour effectuer un pas lors du test *CSRT* (en secondes)

Deux variables supplémentaires avaient un temps été envisagées : l'âge et le score au Brief BESTest. Il s'est avéré que l'âge n'est pas une variable de capacité, mais plutôt une information globale sur le sujet. Nous pensons que c'est une information à relever par les cliniciens, mais qu'elle n'est pas pertinente dans l'établissement d'un profil de capacités dégradées. Ensuite, le score global du Brief BESTest est un score renseignant sur l'équilibre global du sujet. Si sa décomposition en sous-système est intéressante, il faudrait plutôt représenter dans le profil chacun des sous-systèmes évalués. Etant donné que le Brief BESTest ne comporte que 6 tâches notées chacune de 0 à 3, la distinction était difficile à effectuer dans notre étude. Il est plus probable qu'une évaluation à l'aide d'un BESTest (36 tâches, 6 par sous-système) soit plus pertinente.

4.1.2. Identification des seuils sur les variables retenues

Nous avons choisi de construire les profils de capacités à l'aide de plusieurs variables. Or, pour évaluer une capacité ou une performance, il est nécessaire d'avoir une référence. En première approche, nous utiliserons deux références : la moyenne des groupes des NC et des C.

4.1.3. Représentation du profil

Pour tracer le profil d'une personne, une représentation à l'aide d'un polygone est proposée, car c'est un moyen visuel explicite pour établir un profil de capacités. Ce

genre d'outil peut notamment être utilisé par des cliniciens pour émettre rapidement un diagnostic. Ce polygone est constitué en reliant les « branches d'une étoile », chaque branche représentant une échelle sur laquelle le score d'une personne – représentatif d'une capacité particulière – peut être rapporté.

Une représentation de ce type implique plusieurs mesures, une sur chaque axe, qui n'ont pas toute la même unité. Aussi, pour plus de cohérence dans la visualisation des scores, chaque axe est construit entre la valeur la plus faible et la valeur la plus élevée mesurée dans notre population. La figure utilisée dans cette étude est un carré car elle illustre quatre mesures particulières (durée du TMT B, durée du CSRT, score à l'ABC et exposant de stabilité de la marche). Deux exemples, tracés à l'aide du logiciel Excel®, sont fournis dans les Figure 57 et Figure 58. Les valeurs les plus critiques vis-à-vis du risque de chute sont placées vers l'extérieur de la représentation. Pour les mesures du CSRT, du TMT B et de l'exposant de stabilité de la marche (MLE), plus les valeurs sont élevées, plus le risque de chute augmente. Ceci est l'inverse pour le score issu de l'ABC, où plus il est élevé plus le risque est faible. Ainsi, cet axe a été inversé, compte tenu des valeurs qu'il exprime. Le fait de représenter cette figure en étoile permet ainsi rapidement d'identifier les systèmes impliqués dans l'équilibre qui peuvent être touchés.

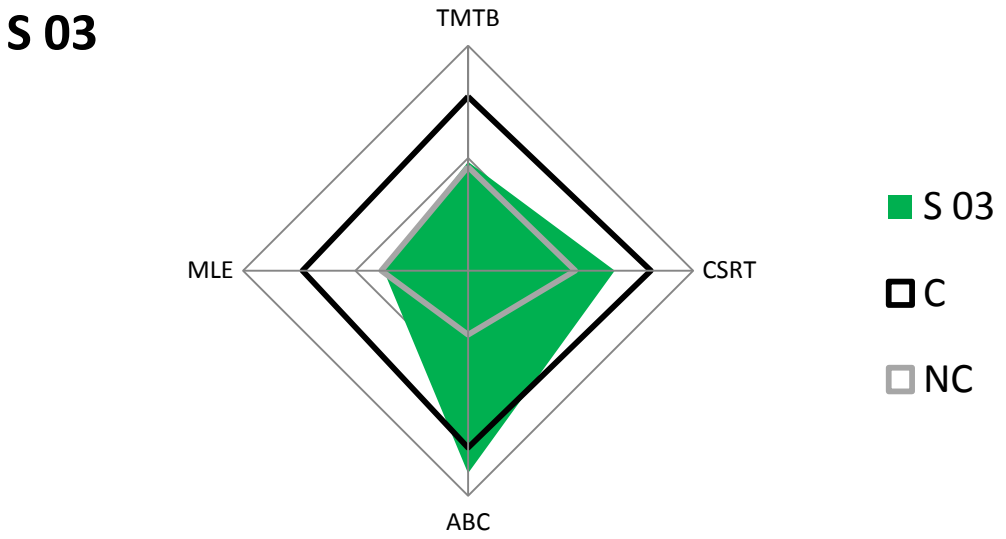


Figure 57 : Exemple de représentation du profil d'un sujet (ici le sujet n° 03) à l'aide du carré. Le profil du sujet est représenté en vert, la moyenne des non-chuteurs (NC) en gris et la moyenne des chuteurs (C) en noir.

Ainsi, à l'aide de la représentation montrée en exemple, nous constatons que le sujet S 03 (qui est une femme C âgée de 82 ans) possède une aire verte assez importante. Cette personne a une capacité d'inhibition (TMT B) et une capacité à supporter les

petites perturbations (MLE) tout à fait normales, et même plutôt bonnes compte tenu de la population évaluée. Elle est également capable d'initier rapidement un pas, même si cette capacité est un peu altérée par rapport à des âgés NC. Enfin, le facteur qui obtient la valeur la plus critique est la peur de chuter. Ainsi, ce sujet modifie très probablement ses habitudes ou ses mouvements parce qu'elle craint de rechuter. C'est une personne qui est en bonne santé (pas de troubles majeurs), mais qui, depuis qu'elle a chuté, est probablement victime du syndrome post-chute (voir Figure 56).

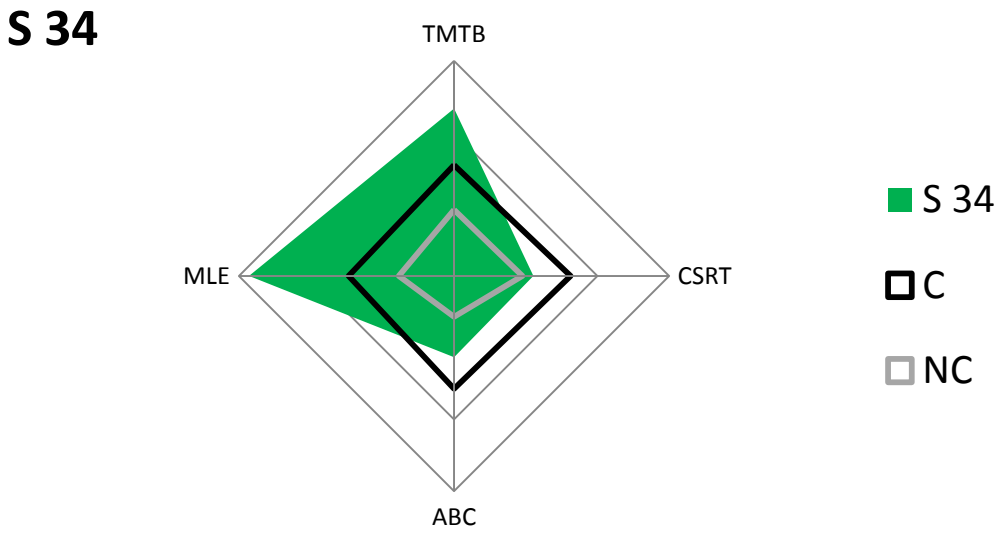


Figure 58 : Exemple de représentation du profil d'un sujet (ici le sujet n° 34) à l'aide du carré. Le profil du sujet est représenté en vert, la moyenne des non-chuteurs (NC) en gris et la moyenne des chuteurs (C) en noir.

Dans ce second exemple, la personne représentée est le sujet 34 qui est un homme C âgé de 80 ans. Cette personne n'a pas véritablement peur de chuter, et est encore capable d'effectuer correctement des pas, avec une capacité les à initier rapidement qui est proche de la moyenne des NC. En revanche, il montre une capacité d'inhibition de l'information amoindrie, tout comme une capacité à supporter les petites perturbations réduites. Une rééducation peut donc être envisagée pour cette personne, en ciblant les deux aspects qui se révèlent déficients dans le but de réduire son risque de chute.

4.2. Discussion – Conclusion

A l'aide de cette méthode, basée sur les résultats de notre étude, nous avons pu choisir des informations pour construire un profil de capacités pour des personnes âgées. Ces capacités étant toutes reliées directement à la capacité globale de maintenir

son équilibre, elles permettent de renseigner le clinicien ou le chercheur sur les systèmes qui s'avèrent déficients. A l'aide des seuils obtenus dans les deux populations (C et NC), nous pouvons faire une comparaison individualisée des capacités dans les différents systèmes. Nous voyons notamment très rapidement quel(s) système(s) apparait(ssent) déficient(s) chez chaque sujet. Ceci devrait permettre au clinicien de prendre une décision pour orienter la prise en charge de cette personne. Nous rejoignons, ici, la théorie de Horak (Horak, 2006; Horak et al., 2009), qui soutient qu'une bonne identification du risque de chute passe par la connaissance des capacités des individus dans plusieurs systèmes de l'équilibre.

Aussi, nous avons observé que certains des tests utilisés pouvaient ne pas être corrélés au risque de chute (e.g. posturographie, force de serrage, vitesse de marche). Ceci nous a permis d'exclure ces mesures pour établir un profil de capacités expliquant le risque de chute d'une personne âgée en bonne santé et autonome. Nous avons également constaté que d'autres tests peuvent être corrélés entre eux. Toutefois, s'ils sont corrélés, les coefficients ne sont pas si élevés, indiquant qu'ils ne fournissent pas forcément la même information. Ainsi, nous avons construit ce profil en présentant 3 capacités et une information générale (la peur de chuter) qui sont certes corrélées entre elles, mais qui apportent également des informations complémentaires.

Pour conclure, nous avons construit un moyen de visualiser rapidement les informations relatives au profil individuel de chaque sujet à l'aide de polygones. Ce visuel pourrait être utilisé par des professionnels de santé pour émettre rapidement un diagnostic et ainsi permettre de mieux adapter la prévention et/ou la rééducation. Ceci s'inscrit donc bien dans une démarche de proposer des « consultations chute » individualisées pour les patients dans le but d'améliorer leur prise en charge par le corps médical. De plus, ce profil est construit à l'aide de tests réalisables au sein des services hospitaliers ou de centre de prévention.

5. Conclusion du chapitre

Dans cette dernière partie, nous avons d'abord construit un outil statistique multivarié qui permet de classer les individus qui ont effectués les mesures proposées dans le protocole. Nous avons ensuite construit un deuxième outil, qui permettrait de guider le clinicien dans l'établissement d'une prévention individualisée, à l'aide de la connaissance des différents systèmes qui sont déficients chez une personne.

Compte tenu des prédictions fournies par les modèles, le *Modèle 2* (composé du score ABC, de la durée du CSRT et de l'exposant de stabilité de marche) reste le plus adapté à la population que nous avons évaluée. Il parvient globalement assez bien à identifier les sujets qui sont chuteurs de ceux qui ne le sont pas. A l'opposé, nous avons démontré la faiblesse de prédiction du passé de chute, pour des personnes âgées autonomes à l'aide d'un modèle composé uniquement de mesures très classiques comme la posturographie ou la vitesse de marche. Ceci s'oppose aux résultats de Lajoie and Gallagher (2004) qui trouvent que des tests comme la posturographie ou l'échelle de Berg permettent de distinguer les C des NC. Cette différence pourrait s'expliquer par le plus petit nombre de sujets dans notre étude, mais aussi par le fait qu'une partie de la population de l'étude de Lajoie et Gallagher était issue de maisons de retraite. Or, il se trouve que les personnes issues de maisons de retraite ont un risque de chute bien plus important que les personnes âgées autonomes, vivant au quotidien dans la communauté (Lord et al., 2006). Ainsi, nos résultats mettent en évidence l'importance du couplage des tests psycho-cognitifs pouvant être réalisés à l'aide d'un papier et d'un crayon ou d'un écran d'ordinateur et des tests « dynamiques » (i.e. impliquant du mouvement pour le sujet) pour mieux identifier les personnes âgées qui sont encore en bonne santé mais qui commencent à présenter un risque de chute.

Les profils établis fournissent un complément utile aux modèles d'identification du risque. En effet, les modèles ne donnent « que » une probabilité d'une personne à être à risque. L'utilisation des profils permet d'expliquer les raisons de cette probabilité en les visualisant. Notamment, s'informer des déficiences touchant des systèmes impliqués dans le contrôle de l'équilibre, évalués pour la même personne, est une bonne piste pour orienter et ainsi mieux adapter sa prise en charge car elle est plus individualisée.

Cette étude reste toutefois limitée. Tout d'abord, nous ne sommes pas parvenus à prédire le risque de chute futur des personnes âgées. Nous ne faisons « que » une identification du risque à l'aide de la connaissance du passé des personnes. Or, pour cela, le meilleur prédicteur est très certainement de demander aux personnes directement. Cependant, les études qui sont parvenues à faire de la prédiction du

risque de chute, utilisent les mêmes types de mesures pour établir le profil de leurs sujets ou bien trouvent des liens entre des mesures similaires à celles réalisées dans ce protocole et le risque de chute (Delbaere et al., 2004; Mirelman et al., 2012; Rispens et al., 2015; Sturnieks et al., 2013). Ainsi, nous restons confiants sur la capacité de ces mesures et de ce type de modèle à bien renseigner les chercheurs et les cliniciens sur l'évolution du risque de chute des personnes âgées. D'autre part, les modèles utilisés ont été construits et évalués sur le même échantillon de sujets. Pour une meilleure validité, il aurait été bon d'effectuer une validation croisée avec une méthode de référence. De plus, notre échantillon n'est pas vraiment représentatif de la population âgée. Nous avons une proportion de chuteurs bien supérieure à celle qui est classiquement rapportée dans les études (44.6% contre 30 à 40%). Enfin, l'effectif de cet échantillon reste faible, par rapport aux effectifs des études de cohorte, qui regroupent au moins 100 à 200 personnes.

En conclusion, les outils proposés dans ce chapitre pourraient être utilisés pour les évaluations cliniques de patients chuteurs, dans une population de personnes âgées, autonome et en bonne santé. Toutefois, si ces outils fonctionnent sur la population étudiée dans notre étude, ils demandent encore à être validés sur une cohorte à plus grande échelle. Les centres de prévention constitueraient la première étape, car ils sont au contact direct de la population évaluée dans cette étude. Ensuite, les populations rencontrées dans les services de gériatrie pourraient être ciblées, afin de déterminer quelles sont leurs déficiences par rapport aux personnes encore autonomes. Ainsi, les résultats d'une telle étude renseigneraient mieux les professionnels de santé sur le développement et l'évolution du risque de chute chez l'ensemble de la population âgée.

Discussion générale

1. Mécanismes impliqués dans les pas de rattrapage

Nous avions constaté que les mécanismes impliqués dans le rattrapage de l'équilibre n'étaient pas clairement identifiés dans la littérature. Si les résultats nous ont renseignés sur ces mécanismes, nous pouvons tout d'abord dire qu'ils restent très variables car ils sont dépendants des nombreuses capacités intrinsèques des sujets (sensorielles, cognitives, motrices, état psychologique) et de la perturbation de l'équilibre appliquée au système (Mansfield et al., 2010). Aussi, nos observations sont valables uniquement pour les perturbations employées (plutôt proches des seuils de déclenchement du pas de Bariatinsky et al. 2013) et la population testée (des personnes âgées autonomes et en bonne santé).

Tout d'abord, nous confirmons bien que faire un pas PRO ne correspond pas à une réaction de dernier recours (Mille et al., 2005; Rogers et al., 2001) et que ces stratégies de changement de support sont bien privilégiées par rapport aux stratégies de support fixe (Maki and McIlroy, 1997). Dans notre étude, nous avons observé, après une première phase de chute passive du corps, une augmentation de la force de réaction qui se traduit par une avancée du CP, environ 100 ms après le début de la perturbation, et ceci chez tous nos sujets. Nous interprétons cette réponse posturale très rapide comme un APC, ici une stratégie de cheville, qui est probablement contrôlée par des structures sous-corticales (Burleigh and Horak, 1996; Lee et al., 2014) ou bien purement réflexe. Ceci correspondrait à une première réponse biomécanique pour tenter de réduire le déséquilibre induit par la perturbation, mais serait aussi un moyen de détecter si une réponse de ce type sera suffisante ou bien s'il faudra modifier la réponse. En effet, il se trouve que le système est capable de rapidement changer de mode de contrôle, pour préférer un mode anticipé à un mode en réaction (Pai et al., 2003; Santos et al., 2010b), afin de profiter de ses avantages. Nous voyons alors apparaître un mécanisme similaire à celui qui est employé lors de la réalisation de pas VOL, un chargement préalable de la jambe de vol, qui correspond à un APA. Un bon moyen de vérifier cette hypothèse serait de réaliser une étude par EMG.

Il a notamment été rapporté dans la littérature que les âgés et les jeunes pré-sélectionnaient leurs réponses au déséquilibre (Jacobs and Horak, 2007; Rogers et al., 2003). Si les âgés sains pré-sélectionnent leur stratégie de pas, utilisent-ils le schéma de base des pas volontaires (intégré depuis longtemps et bien mieux maitrisé) pour tenter de le reproduire lors d'un pas PRO ? Ce schéma implique l'utilisation d'APA qui vont retarder l'instant du lever du pied (McIlroy and Maki, 1999, 1995), et ainsi l'atteinte de l'objectif final : ralentir la vitesse du CM. Nous observons que les APA utilisés lors d'un pas PRO sont, dans la plupart des cas, réduits en amplitude et en durée, comme l'avaient montré McIlroy and Maki (1999). Nous avons même constaté

qu'il est possible de réaliser un pas PRO efficace (i.e. très rapide et assez long) sans employer le mécanisme des APA qui consiste à charger préalablement le pied qui va effectuer le pas. Nous avons enfin montré que la principale différence entre les pas VOL et PRO était observée durant le TPP et concerne l'utilisation des APA et/ou des APC. Nous interprétons alors cette réduction des APA comme une volonté du sujet de déclencher le pas plus tôt, quitte à dégrader les performances et/ou les conditions d'équilibre qui permettent de réaliser la phase de swing. Cette décision (Rogers et al., 2003) serait prise après une repondération de l'information sensorielle pour atteindre au plus vite l'objectif principal du rattrapage, qui est de revenir à un état d'équilibre stationnaire, en profitant des avantages d'une BS élargie. Cette repondération viendrait d'un *compromis* qui est trouvé par le système entre atteinte de l'objectif et la réduction du coût énergétique et/ou attentionnel (Welch and Ting, 2014). Ce compromis serait trouvé en attribuant plus ou moins d'importance aux informations sensorielles qui informent en continu le SNC sur l'état du système et qui viendraient s'opposer (i.e. entrer en conflit) avec les informations motrices pré-programmées (Burleigh and Horak, 1996; Peterka, 2002). Ainsi, les réponses motrices seraient reprogrammées pour s'adapter à la perturbation jusqu'à un instant t, où le système identifie qu'une fois cet instant dépassé il sera trop tard. Il fixerait alors la dernière stratégie motrice, pour l'accomplir jusqu'au bout et évaluer sa réussite. Cette évaluation lui permet ensuite de décider s'il est nécessaire d'engager – ou pas – une nouvelle stratégie de rattrapage (e.g. un second pas).

Nos observations nous amènent ainsi à conclure que la contrainte la plus importante du rattrapage de l'équilibre – dans la situation et pour la population de cette étude – ne serait pas la capacité de production de moment au niveau de la cheville (Gu et al., 1996; Hall et al., 1999) mais bien le *temps* disponible pour produire la réponse. Ce temps devient d'ailleurs de plus en plus court à mesure que l'amplitude de la perturbation augmente (Burleigh and Horak, 1996). Etant donné que ce sont les informations sensorielles qui permettent à l'individu de détecter les caractéristiques de la perturbation (direction, intensité, durée, etc) mais aussi l'état d'équilibre dans lequel il est, elles apparaissent prépondérantes. De plus, les processus cognitifs qui permettent d'intégrer ces informations pour élaborer les stratégies de réponse adaptées sont eux aussi déterminants. Plus les individus seront rapides pour 1) capter les informations et 2) prendre une décision appropriée, moins ils se placeront d'eux-mêmes dans un état d'équilibre où leur risque de chute serait accru.

2. Capacités dégradés chez les sujets, qui augmentent leur risque de chute ?

Les résultats présentés dans les Parties 4a et 4b vont dans le même sens que ceux observés pour expliquer les mécanismes impliqués dans les pas de rattrapage. En effet, peu de résultats montrent que les systèmes qui sont dégradés chez nos sujets chuteurs sont des systèmes moteurs, i.e. limitant la création de moments articulaires. Une tendance, qui n'est toutefois pas à exclure, est la réduction de la force des abducteurs de hanche, qui reste un muscle dont les performances se dégradent avec l'augmentation de l'âge. De plus, cette dégradation est identifiée comme une des causes de fracture de col du fémur contractées par les âgés (Johnson et al., 2004).
Aussi, les systèmes qui se montrent déficients dans notre étude concernent principalement les processus de réception, d'intégration et de traitement de l'information ainsi que de programmation motrice. De plus, une plus grande peur de chuter est constatée chez les personnes chuteuses, tout comme une plus grande difficulté à inhiber les informations perturbatrices. Il est ainsi probable que, de ce fait, les sujets chuteurs rencontrent plus de difficultés à la fois à maintenir leur équilibre lors de faibles perturbations (i.e. pendant la marche) et à correctement programmer – et donc exécuter – des APA dans une tâche volontaire qui demande d'effectuer rapidement un pas.
Nous avons également constaté que les personnes chuteuses avaient une durée allongée de la phase des APA entraînant un déplacement du pied plus lent lors des pas PRO. Nous émettons alors l'hypothèse que ces personnes vont présélectionner la stratégie la plus sécuritaire, i.e. celle qui implique ce fameux « chargement-déchargement », mais qui est aussi la plus longue (McIlroy and Maki, 1995). Si la durée des APA s'allonge, elles mettront alors plus de temps à rejoindre un état d'équilibre. Ainsi, leur plus grande difficulté à effectuer des pas PRO viendrait soit de leurs déficiences à inhiber ces APA présélectionnés avant même de faire leur pas, soit de la difficulté à programmer des APA d'amplitude plus faible pour qu'ils soient raccourcis dans la durée. Ceci est certainement dépendant de leur expérience motrice et de l'apprentissage qu'ils peuvent faire de la perturbation, mais nous pouvons nous positionner aussi sur le fait que cela sera conditionné par leur confiance personnelle en leur propre équilibre. En effet, si la peur de chuter est importante, les sujets ont forcément plus de difficulté à se « laisser aller » et « utiliser la perturbation », qui va paradoxalement faire une partie du travail des APA. Se laisser aller va, dans cette situation, les aider à gagner du temps pour atteindre l'objectif final de la réponse de pas PRO en créant une situation mécanique « facilitante » puisqu'elle met en

mouvement le CM sans que le sujet n'ait à développer d'actions musculaires pour le faire.

Nous en concluons que les mécanismes qui peuvent se révéler déficients, chez les personnes âgées autonomes, sont principalement ceux qui démontrent un allongement de la durée du traitement de l'information. Il semble aussi que la peur de chuter soit une information très importante pour évaluer le risque de chute des personnes. Mais elle ne renseigne pas sur les mécanismes déficients. Ainsi, il faudrait évaluer les personnes âgées autonomes à l'aide d'une tâche qui demande une coordination motrice entre le maintien de la posture et la réalisation d'un mouvement, pour vérifier si ces déficiences ont des conséquences sur le maintien de l'équilibre. Notamment, tâches impliquant les capacités à faire un choix (i.e. sélectionner les bonnes informations) et programmer des APA adaptés sont appropriées compte tenu des résultats de cette étude.

3. Des informations différentes mais complémentaires

L'analyse de corrélation de la Partie 5 (§ 2.4.) nous a montré que la plupart des mesures effectuées dans ce protocole étaient corrélées entre elles. Toutefois, les coefficients observés sont assez faibles, indiquant que les informations sont plutôt différentes. Ainsi, si une personne a une forte peur de chuter, il est probable qu'elle ait également des difficultés à initier rapidement un pas en avant. Mais la mesure seule de cette peur ne nous donnera pas la réponse. En revanche, des mesures plus « classiques » (vitesse de marche, posturographie, force de serrage) ne sont pas corrélées à ces mesures, ni au risque de chute. Ceci indique qu'elles impliquent bien des mécanismes différents mais qu'elles ne sont pas adaptées à la détection du risque de chute chez des personnes âgées autonomes. Nous confirmons alors l'hypothèse de Shimada et al. (2003) qui avançaient que les états d'équilibre stationnaire (postural) et réactif étaient bien différents. Notamment, la posturographie implique très certainement des mécanismes qui sont encore totalement fonctionnels dans cette population.

De ce fait, nous nous positionnons sur une approche multifactorielle pour traiter le problème de la chute dans une population. Toutefois, à la vue de la complexité d'une telle approche, nous recommandons de sélectionner au préalable certains facteurs de risque, qui sont les plus pertinents pour expliquer l'augmentation du risque chez les personnes sondées. Ceci permet de réduire et donc de simplifier les procédures, à la fois pour les sujets et les expérimentateurs, tout en restant capable d'orienter la prévention et/ou la réhabilitation si elle(s) est (sont) nécessaire(s).

Enfin, nous nous sommes intéressé à comparer les tâches de pas VOL lors du CSRT et de pas PRO déclenchés par une perturbation externe. S'il a été montré que l'amplitude et la durée des APA sont augmentées lors des pas VOL ou de l'initiation de la marche pour produire des pas plus rapides (Breniere et al., 1987; Patla et al., 1993), les pas PRO sont véritablement plus rapides et efficaces que les pas VOL avec des APA pourtant réduits. Comment cela est-il possible ? Les études qui ont analysé les deux tâches nous ont permis de comprendre que ces deux mouvements se distinguent par leur objectif : accélérer le CM pour le pas VOL alors qu'il faut le freiner lors d'un pas PRO. En effet, la durée de la phase de préparation du pas n'influence pas sa longueur (Burleigh and Horak, 1996). Dans les situations de pas PRO, le CM est accéléré par la perturbation elle-même. Ainsi, la plupart du « travail des APA » est déjà accompli par l'effet mécanique de la perturbation, le corps n'ayant « que » à récupérer son équilibre depuis l'état d'équilibre dans lequel il se trouve.

4. Test(s) clinique(s) pour détecter le risque et identifier les capacités réduites

Un de nos objectifs était de construire un outil d'évaluation du risque de chute basé sur les capacités des sujets et la pertinence des variables issues des tests d'équilibre qui soient adaptés au contexte clinique. Pour cela, nous avons identifié les tests qui fournissaient les informations les plus pertinentes pour détecter le risque parmi la population étudiée. Nous pouvons dire que les informations importantes à récolter chez une population âgée mais encore autonome sont tout d'abord l'âge et la peur de chuter. Ensuite, pour tenter d'évaluer les mécanismes qui seraient déficients, nous recommandons une analyse des mécanismes impliqués dans la détection sensorielle et le traitement de l'information (e.g. TMT B), ainsi que la gestion de plusieurs contraintes d'équilibres (e.g. Brief BESTest, marche non-perturbée, pas VOL, situation impliquant un déséquilibre involontaire). Nous nous positionnons aussi sur une utilisation de tests « dynamiques » plutôt que « statiques » pour mieux identifier le risque dans cette population (Johnson-Hilliard et al., 2008).

Toutefois, nous remarquons qu'il est complexe et coûteux d'utiliser un montage de perturbation de l'équilibre, comme ce fut le cas dans le laboratoire, dans un contexte clinique. Des recherches sont encore à mener pour tenter d'adapter ce type de montage pour établir puis valider un test de ce type utilisable en clinique. Une bonne alternative à l'heure actuelle, est d'utiliser le test CSRT, qui s'avère être un excellent moyen de détecter de façon précoce les personnes âgées à risque de chute. Ce test est simple à mettre en place, sa mesure principale (une durée) peut être réalisée avec du matériel bon marché et facile à utiliser et son interprétation peut être très rapide. Ainsi, il remplit toutes les conditions nécessaires à l'établissement d'un test clinique. Nous avons alors vu qu'avec un modèle statistique basé sur trois mesures : la peur de chuter (un score obtenu à partir d'un questionnaire), la capacité à effectuer rapidement un pas sur une cible imprévue (une durée) et la capacité à maintenir un équilibre stationnaire impliquant de petites perturbations (un exposant dont les données sont faciles à acquérir) la distinction des deux groupes de sujets âgés était très sensible (plus de 90%).

Conclusion générale et perspectives

1. Conclusion générale

Comprendre les mécanismes avec lesquels le SNC est capable de transformer rapidement l'instabilité ressentie en des mouvements segmentaires qui sont coordonnés en amplitude et en durée de manière adaptée à la perturbation est une priorité pour comprendre les effets de l'âge sur le risque de chute (Maki and McIlroy, 1997). Particulièrement, s'intéresser aux stratégies de rattrapage d'équilibre reste l'un des domaines d'étude les plus pertinents pour évaluer la capacité d'une personne à se prémunir d'une chute. Ce travail de thèse avait pour but de développer cette thématique au sein du laboratoire. Si notre idée première était de tester plusieurs perturbations pour regarder les réponses des personnes, nous avons surtout, grâce à ce travail, développé des connaissances et des compétences en termes de gestion du protocole, choix des variables d'intérêt, analyse des phénomènes et compréhension des réponses motrices.

Néanmoins, nous avons pu montrer dans cette étude que le problème de la chute chez les personnes âgées autonomes et en bonne santé s'explique en grande partie par des problèmes liés à l'attention et à la capacité à traiter et gérer les informations sensorielles et motrices plutôt qu'à des problèmes purement moteurs, lors d'un état initial quasi-statique qui vient à être perturbé de manière externe. Les personnes âgées en bonne santé qui chutent rapportent souvent verbalement « je n'ai pas fait attention » ou « je ne l'avais pas vu ». Etant donné que le rattrapage de l'équilibre survient *en réaction* à un déséquilibre, c'est-à-dire après, plus tôt ses conséquences ont pu être anticipées, plus tôt seront programmées les réponses motrices appropriées et moins graves en seront les conséquences pour les personnes. Si les personnes sont capables de faire la propre analyse de leurs difficultés, en verbalisant un problème attentionnel et/ou de réception sensorielle, elles ont tout de même des difficultés à bien détecter l'état d'équilibre dans lequel elles sont après un déséquilibre. Une prévention adaptée au traitement de l'information chez les personnes âgées autonomes en bonne santé est une bonne piste pour réduire le risque de chute.

Nous nous positionnons dans le champ qui recommande de développer une évaluation multifactorielle, avec au moins un test qui implique suffisamment d'incertitude pour déclencher des réactions de changement de support lors les évaluations cliniques (Arampatzis et al., 2008; Horak, 2006; Maki and McIlroy, 1997; Mancini and Horak, 2010; Mansfield et al., 2010a; Singer et al., 2015). Cet aspect va jouer un rôle important pour le *temps* que le sujet aura à disposition pour rattraper son équilibre et donc dans le *compromis* qu'il fera entre les informations sensorielles et les informations motrices qui sont programmées pour exécuter la réponse. Si étudier les comportements de rattrapage reste complexe, étudier le mouvement volontaire peut révéler des informations pertinentes – mais certes différentes – à propos du

contrôle de l'équilibre et de la capacité à conserver son équilibre. Notamment, le test CSRT est un bon moyen de détecter de façon précoce les personnes âgées autonomes qui ont un risque de chute accru.

2. Perspectives

2.1. Recommandations pour les futures évaluations du risque de chute

Le risque de chute étant dépendant à la fois du contexte et des capacités intrinsèques du sujet (Horak, 2006), nous recommandons fortement aux chercheurs et aux cliniciens d'évaluer le risque de chute de manière multifactorielle (psychologique, physiologique, biomécanique et cognitif) faisant référence à plusieurs modes de contrôle (volontaire et automatique). Particulièrement, une évaluation complète devrait contenir un test induisant une perturbation de l'équilibre externe imprévisible pour déclencher des réactions « protectrices » comme des pas, selon les recommandations de plusieurs revues (Maki & McIlroy 2006; Mansfield et al. 2010; Mancini & Horak 2011; Granacher et al. 2012). Ceci n'a pas encore été développé dans un contexte clinique mais pourrait être le meilleur moyen pour détecter des déficits précoces chez les personnes âgées autonomes et encore en bonne santé, qui ne sont affectés « que » par les effets normaux de l'avancée de l'âge, avant même qu'ils ne chutent. Le test BESTest proposé par Horak et al. (2009) est, selon nous, une piste pertinente. Cependant, il mériterait d'être amélioré, pour s'adapter à plusieurs populations. En effet, il ne s'est pas révélé très discriminant dans notre étude. De plus, les programmes d'entraînement pourraient aussi aider les personnes à devenir familières de l'aspect « se laisser aller » avec la perturbation et être prévenues de quelles sont les actions de rattrapage les plus efficaces, qui sont les stratégies de changement de support (Maki and McIlroy, 1997; Woollacott and Shumway-Cook, 2005). Les futures recherches devraient s'orienter sur le développement d'une évaluation complète pour le risque de chute, qui peut être menée par un clinicien dans son contexte de travail. Ceci permettrait de mieux prévenir la chute tout en comprenant les mécanismes sous-jacents qui peuvent s'avérer déficients dans le contrôle de l'équilibre.

2.2. Suite du travail de recherche relatif à cette étude

Nous avons été en mesure de détecter de manière assez fiable (à l'aide de notre *Modèle 2*, voir Partie 5) quelles étaient les personnes chuteuses et les personnes qui ne l'étaient pas. Néanmoins, nous nous basons uniquement sur une évaluation construite sur des informations rétrospectives. Dans un futur proche, il serait bon d'évaluer également la capacité prédictive des mesures que nous avons effectuées à détecter le risque de chute futur des personnes âgées, notamment après une durée plus longue, d'un ou deux ans. Dans ce sens, nous pouvons émettre l'hypothèse que la peur de chuter (très discriminante au temps t) sera peut-être moins prédictive du risque et qu'en revanche les variables mesurées sur le pas PRO ou VOL deviendront, à l'inverse, plus prédictives.

De plus, les études réalisant ce type de mesures recrutent généralement une cohorte de 100 personnes ou plus. Le protocole qui a été accepté par le comité d'éthique indiquait la volonté de recruter plus de 130 personnes. Malheureusement, cet objectif n'a pas pu être rempli. Aussi, une autre perspective serait de continuer à recruter des sujets âgés en bonne santé et à assurer le suivi de notre cohorte pour mieux éprouver les modèles de détection et être plus représentatif de la population.

Enfin, les résultats obtenus au test CSRT sont très encourageants. Nous pouvons donc envisager de lancer une campagne de mesures à plus grande échelle sur la détection du risque chez les personnes âgées à l'aide de ce test réalisé en clinique. D'autre part, nous pouvons aussi envisager de faire passer ce test à des populations plus à risque de chute (e.g. patients post-AVC, amputés équipés de prothèses, patients sortant d'une chirurgie orthopédique réparatrice du membre inférieur, etc). Enfin, ceci pourrait également faire l'objet d'un travail de recherche pour un étudiant en ingénierie afin de concevoir un produit bon marché, comme un tapis, permettant de faire la détection des timings lors de cette tâche qui pourrait être ensuite utilisé par un médecin dans un contexte purement clinique.

2.3. Le rôle des informations sensorielles et de la repondération de ces informations : une nouvelle piste de recherche pertinente

Nous avons constaté que la perturbation a une influence certaine sur la réponse posturale développée par le sujet (voir Partie 4b). Or, ce sont les informations sensorielles qui permettent de détecter 1) la présence d'une perturbation et 2) l'état d'équilibre – ou de déséquilibre – dans lequel elle place le système biomécanique humain. Il se trouve alors que la réponse du sujet est programmée en fonction de l'état dans lequel il se trouve, ou tout du moins dans lequel il pense se trouver. Ces

informations sont donc à la base de la réponse de rattrapage. Nous avons aussi constaté que les sujets étaient capables de changer de mode de contrôle en au cours de la réponse, privilégiant un mode anticipatoire à un mode anticipé, ou réduisant l'amplitude de certaines réponses (i.e. les APA permettant de « charger-décharger » le pied de swing). Si l'objectif du sujet est bien entendu de freiner la vitesse du CM de la manière la plus efficace (i.e. équilibrée et rapide) possible, nous nous posons alors la question suivante : quelles sont les informations qui sont privilégiées par les sujets pendant la détection et lors de la prise de décision ? Et par extension, lesquelles sont délaissées ?

Pour tenter de répondre à ces questions, nous avons mis en place une collaboration avec le laboratoire CRIS (Centre de Recherche et d'Innovation sur le Sport) de l'Université Lyon 1, par l'intermédiaire de Mr Pascal Chabaud, Maitre de Conférences en Neurosciences à l'UFR STAPS. Nous avons alors recruté Mr Kean Kouakoua, étudiant en 3ème année de mécanique à l'ETS de Montréal, qui a développé et mis en œuvre un protocole de mesure sur une douzaine de sujets jeunes. Ces sujets se sont vu appliquer des perturbations d'équilibre similaires à celles appliquées dans cette étude, uniquement dans une direction antéropostérieure, où nous modifions volontairement les informations sensorielles. Ils ont notamment effectué les essais les yeux fermés, équipés de vibrateurs au niveau des muscles entourant les chevilles. Ces vibrateurs permettent de perturber les informations kinesthésiques relatives au maintien de la posture. Les données ont été acquises et font actuellement l'objet d'un traitement approfondi. Les premières observations indiquent toutefois que le système privilégierait les informations kinesthésiques apportées par les muscles *tibialis anterior* et *gastrocnemius* lors de la détection de l'état d'équilibre perturbé. Nous sommes optimistes quant à la portée et à la pertinence de cette analyse et espérons continuer à apporter des réponses à ce vaste champ de recherche qu'est le maintien et le contrôle de la posture et de l'équilibre.

Références bibliographiques

Adkin, a L., Frank, J.S., Carpenter, M.G., Peysar, G.W., 2000. Postural control is scaled to level of postural threat. Gait Posture 12, 87–93.

Albertsen, I.M., Temprado, J.J., Berton, E., 2010. Effect of haptic supplementation on postural stabilization: A comparison of fixed and mobile support conditions. Hum. Mov. Sci. 29, 999–1010.

Allum, J., Bloem, B., Carpenter, M., Hulliger, M., Hadders-Algra, M., 1998. Proprioceptive control of posture: a review of new concepts. Gait Posture 8, 214–242.

Allum, J.H.J., Carpenter, M.G., Honegger, F., Adkin, a L., Bloem, B.R., 2002. Age-dependent variations in the directional sensitivity of balance corrections and compensatory arm movements in man. J. Physiol. 542, 643–663.

Allum, J.H.J., Tang, K.-S., Carpenter, M.G., Oude Nijhuis, L.B., Bloem, B.R., 2011. Review of first trial responses in balance control: influence of vestibular loss and Parkinson's disease. Hum. Mov. Sci. 30, 279–95.

Almeida, C.W.L., Castro, C.H.M., Pedreira, P.G., Heymann, R.E., Szejnfeld, V.L., 2011. Percentage height of center of mass is associated with the risk of falls among elderly women: A case-control study. Gait Posture 34, 208–12.

Amieva, H., Le Goff, M., Stoykova, R., Lafont, S., Ritchie, K., Tzourio, C., Fabrigoule, C., Dartigues, J.-F., 2009. Trail Making Test: normative data in a French elderly population from the three cities study. Rev. Neuropsychol. 1, 210–220.

Anders, J., Dapp, U., Laub, S., Von Renteln-Kruse, W., 2007. Impact of fall risk and fear of falling on mobility of independently living senior citizens transitioning to frailty. J. Gerontol. Geriatr. 40, 255–267.

Anderson, D.E., Madigan, M.L., Nussbaum, M. a, 2007. Maximum voluntary joint torque as a function of joint angle and angular velocity: model development and application to the lower limb. J. Biomech. 40, 3105–13.

Appollonio, I., Leone, M., Isella, V., Piamarta, F., Consoli, T., Villa, M.L., Forapani, E., Russo, a, Nichelli, P., 2005. The Frontal Assessment Battery (FAB): normative values in an Italian population sample. Neurol. Sci. 26, 108–16.

Arampatzis, A., Karamanidis, K., Mademli, L., 2008. Deficits in the way to achieve balance related to mechanisms of dynamic stability control in the elderly. J. Biomech. 41, 1754–61.

Aruin, A.S., Latash, M.L., 1995. Studied With Self-Induced and Externally Triggered Perturbations. Exp. Brain Res. 106, 291–300.

Aruin, A.S., Ota, T., Latash, M.L., 2001. Anticipatory postural adjustments associated with lateral and rotational perturbations during standing. J. Electromyogr. Kinesiol. 11, 39–51.

Ayoubi, F., Launay, C.P., Annweiler, C., Beauchet, O., 2015. Fear of Falling and Gait Variability in Older Adults : A Systematic Review and Meta-Analysis . Med. Biophys. Publ. 28.

Baker, R., 2006. Gait analysis methods in rehabilitation. J. Neuroeng. Rehabil. 3.

Bariatinsky, D., Mille, M.-L., Vercher, J.-L., 2013. Validation d'une méthode de détermination du seuil de déclenchement d'un pas protectif chez le jeune

adulte. Université Sud Toulon-Var.
Barrett, R.S., Lichtwark, G. a, 2008. Effect of altering neural, muscular and tendinous factors associated with aging on balance recovery using the ankle strategy: a simulation study. J. Theor. Biol. 254, 546–54.
Berg, W.P., Alessio, H.M., Mills, E.M., Tong, C., 1997. Circumstances and consequences of falls in independent community-dwelling older adults. Age Ageing 26, 261–8.
Berthollet, T., Tisserand, R., Robert, T., 2014. Comparison between protective and voluntary step: preliminary study in young healthy adults. In: SOFPEL Annual Congress, Rennes, France.
Bhatt, T., Wening, J.D., Pai, Y.-C., 2005. Influence of gait speed on stability: recovery from anterior slips and compensatory stepping. Gait Posture 21, 146–56.
Bieryla, K. a., Buffinton, C., 2015. Effects of age and step length on joint kinetics during stepping task. J. Biomech. 48, 1679–1686.
Bonnet, V., González, A., Azevedo-Coste, C., Hayashibe, M., Cotton, S., Fraisse, P., 2015. Determination of subject specific whole-body centre of mass using the 3D Statically Equivalent Serial Chain. Gait Posture 41, 70–75.
Bosse, I., Oberländer, K.D., Savelberg, H.H., Meijer, K., Brüggemann, G.-P., Karamanidis, K., 2012. Dynamic stability control in younger and older adults during stair descent. Hum. Mov. Sci. 31, 1560–70.
Bothner, K.E., Jensen, J.L., 2001. How do non-muscular torques contribute to the kinetics of postural recovery following a support surface translation? J. Biomech. 34, 245–50.
Bottaro, A., Casadio, M., Morasso, P.G., Sanguineti, V., 2005. Body sway during quiet standing: is it the residual chattering of an intermittent stabilization process? Hum. Mov. Sci. 24, 588–615.
Bouisset, S., Do, M.-C., 2008. Posture, dynamic stability, and voluntary movement. Neurophysiol. Clin. 38, 345–62.
Brauer, S.G., Woollacott, M., Shumway-Cook, a, 2002. The influence of a concurrent cognitive task on the compensatory stepping response to a perturbation in balance-impaired and healthy elders. Gait Posture 15, 83–93.
Breniere, Y., Do, M., Bouisset, S., 1987. Are dynamic phenomena prior to stepping essential to walking. J. Mot. Behav. 19, 62–76.
Bruijn, S.M., Bregman, D.J.J., Meijer, O.G., Beek, P.J., van Dieën, J.H., 2011. The validity of stability measures: a modelling approach. J. Biomech. 44, 2401–8.
Bruijn, S.M., Meijer, O.G., Beek, P.J., van Dieën, J.H., 2013. Assessing the stability of human locomotion: a review of current measures. J. R. Soc. Interface 10, 20120999.
Bruijn, S.M., van Dieën, J.H., Meijer, O.G., Beek, P.J., 2009a. Is slow walking more stable? J. Biomech. 42, 1506–12.
Bruijn, S.M., van Dieën, J.H., Meijer, O.G., Beek, P.J., 2009b. Statistical precision and sensitivity of measures of dynamic gait stability. J. Neurosci. Methods 178, 327–33.

Burleigh, A.L., Horak, F.B., 1996. Influence of instruction prediction and afferent sensory information on the postural organisation of step initiation. J. Neurophysiol. 4, 1619–1628.

Burleigh, A.L., Horak, F.B., Malouin, F., 1994. Modification of postural responses and step initiation evidence for goal directed postural interactions.pdf. 1Journal Neurophysiol. 6, 2892–2902.

Butler, A. a, Lord, S.R., Rogers, M.W., Fitzpatrick, R.C., 2008. Muscle weakness impairs the proprioceptive control of human standing. Brain Res. 1242, 244–51.

Cappozzo, A., Catani, F., Leardini, a., Benedetti, M.G., Della Croce, U., 1996. Position and orientation in space of bones during movement: Experimental artefacts. Clin. Biomech. 11, 90–100.

Carty, C.P., Cronin, N.J., Nicholson, D., Lichtwark, G. a, Mills, P.M., Kerr, G., Cresswell, A.G., Barrett, R.S., 2014a. Reactive stepping behaviour in response to forward loss of balance predicts future falls in community-dwelling older adults. Age Ageing 0, 1–7.

Carty, C.P., Cronin, N.J., Nicholson, D., Lichtwark, G.A., Mills, P.M., Kerr, G., Cressewell, A.G., Barrett, R.S., 2014b. Reactive stepping behavior in response to forward loss of balance predicts future falls in community dwelling older adults. Age Ageing 44, 109–115.

Cereatti, A., Camomilla, V., Cappozzo, A., 2004. Estimation of the centre of rotation: a methodological contribution. J. Biomech. 37, 413–416.

Chandler, J.M., Duncan, P.W., Studenski, S. a, 1990. Balance performance on the postural stress test: comparison of young adults, healthy elderly, and fallers. Phys. Ther. 70, 410–5.

Chang, S.H.J., Mercer, V.S., Giuliani, C. a., Sloane, P.D., 2005. Relationship between hip abductor rate of force development and mediolateral stability in older adults. Arch. Phys. Med. Rehabil. 86, 1843–1850.

Chapman, A.E., 2008. Biomechanical analysis of fundamental human movements. Human Kinetics.

Cheng, K.C., McKay, S.M., King, E.C., Maki, B.E., 2012. Does aging impair the capacity to use stored visuospatial information or online visual control to guide reach-to-grasp reactions evoked by unpredictable balance perturbation? J. Gerontol. 67, 1238–1245.

Chèze, L., 2014. Kinematic Analysis of Human Movement.

Cho, B., Scarpace, D., Alexander, N.B., 2004. Tests of stepping as indicators of mobility, balance, and fall risk in balance-impaired older adults. J. Am. Geriatr. Soc. 52, 1168–73.

Cohen, R.G., Nutt, J.G., Horak, F.B., 2011. Errors in postural preparation lead to increased choice reaction times for step initiation in older adults. Journals Gerontol. - Ser. A Biol. Sci. Med. Sci. 66 A, 705–713.

Cordo, P.J., Nashner, L.M., 1982. Properties of postural adjustments associated with Rapid Arm Movements. J. Neurophysiol. 47, 287–382.

Coughlin, S., Trock, B., Criqui, M., Pickle, L., Browner, D., Tefft, M., 1992. The Logistic Modeling of Sensitivity, Specificity, and Spredicitve Value of a

Diagnostic Test . J. Clin. Epidemiol. 45, 1–7.
Crenna, P., Frigo, C., 1991. A motor program for the initiation of forward oriented movements in humans. J. Physiol. London 437, 635–653.
Cumming, R.G., Thomas, M., Szonyi, G., Frampton, G., Clemson, L., 2001. Adherence to occupational therapist recommendations for home modifications for falls prevention. Am. J. Occup. Ther. 55, 641–648.
Cyr, M.-A., Smeesters, C., 2009. Kinematics of the threshold of balance recovery are not affected by instructions limiting the number of steps in younger adults. Gait Posture 29, 628–33.
Danna-Dos-Santos, A., Shapkova, E.Y., Shapkova, A.L., Degani, A.M., Latash, M.L., 2009. Postural control during upper body locomotor-like movements: similar synergies based on dissimilar muscle modes. Exp. Brain Res. 193, 565–79.
Davis, J.R., Campbell, A.D., Adkin, A.L., Carpenter, M.G., 2009. The relationship between fear of falling and human postural control. Gait Posture 29, 275–9.
De Graaf, B., Van Weperen, W., 1997. The retention of balance: an exploratory study into the limits of acceleration the human body can withstand without losing equilibrium. Hum. Factors 39, 111–8.
De Leva, P., 1996. Adjustment to Zatsiorsky-Seluyanovs's segment inertia parameters. J. Biomech.
Delbaere, K., Crombez, G., Vanderstraeten, G., Willems, T., Cambier, D., 2004. Fear-related avoidance of activities, falls and physical frailty. A prospective community-based cohort study. Age Ageing 33, 368–73.
Dempster, W., 1955. Space requirements of the seated operator. Geometrical kinematic and mechanical aspects of the body.
Desai, A., Goodman, V., Kapadia, N., Shay, B.L., Szturm, T., 2010. Relationship between dynamic balance measures and functional performance in community-dwelling elderly people. Phys. Ther. 90, 748–60.
Diener, H.C., Dichgans, J., Bacher, M., Gompf, B., 1984. Quantification of postural sway in normals and patients with cerebellar diseases. Electroencephalogr. Clin. Neurophysiol. 57, 134–42.
Dingwell, J.B., Cusumano, J.P., 2000. Nonlinear time series analysis of normal and pathological human walking. Chaos 10, 848–863.
Do, M.C., Breniere, Y., Berenguier, P., 1982. A biomechanical study of balance recovery during the fall forward. J. Biomech. 15, 933–939.
Donker, S.F., Ledebt, A., Roerdink, M., Savelsbergh, G.J.P., Beek, P.J., 2008. Children with cerebral palsy exhibit greater and more regular postural sway than typically developing children. Exp. Brain Res. 184, 363–70.
Donker, S.F., Roerdink, M., Greven, A.J., Beek, P.J., 2007. Regularity of center-of-pressure trajectories depends on the amount of attention invested in postural control. Exp. Brain Res. 181, 1–11.
Donoghue, O.A., Cronin, H., Savva, G.M., Regan, C.O., Kenny, R.A., 2013. Effects of fear of falling and activity restriction on normal and dual task walking in community dwelling older adults. Gait Posture 38, 120–124.

Dubois, B., Slachevsky, A., Litvan, I., Pillon, B., 2000. The FAB : a frontal assessment battery at beside. Neurology 1621–1626.

Dumas, R., Chèze, L., Verriest, J.-P., 2007. Adjustments to McConville et al. and Young et al. body segment inertial parameters. J. Biomech. 40, 543–53.

Duncan, P.W., Weiner, D.K., Chandler, J.M., Studenski, S.A., 1990a. Functional reach: a new clinical measure of balance. J. Gerontol. 45, M192–M197.

Duncan, P.W., Weiner, D.K., Chandler, J.M., Studenski, S.A., 1990b. Functional Reach: a new clinical measure of balance. J. Gerontol. 45, 192–197.

Duncan, R.P., Leddy, A.L., Cavanaugh, J.T., Dibble, L.E., Ellis, T.D., Ford, M.P., Foreman, K.B., Earhart, G.M., 2013. Comparative utility of the BESTest, mini-BESTest, and brief-BESTest for predicting falls in individuals with Parkinson disease: a cohort study. Phys. Ther. 93, 542–50.

Eng, J.J., Winter, D. a, 1993. Estimations of the horizontal displacement of the total body center of mass: considerations during standing activities. Gait Posture 1, 141–144.

Fernandez, A., Marcopulos, B., 2008. A comparison of normative data for the Trail Making Test from several countries: equivalence of norms and considerations for interpretation. Scand. J. Psychol. 49, 239–246.

Fitzpatrick, R., McCloskey, D.I., 1994. Proprioceptive, visual and vestibular thresholds for the perception of sway during standing in humans. J. Physiol. 478 (Pt 1, 173–86.

Floor-Westerdijk, M.J., Schepers, H.M., Veltink, P.H., Van Asseldonk, E.H.F., Buurke, J.H., 2012. Use of inertial sensors for ambulatory assessment of center-of-mass displacements during walking. IEEE Trans. Biomed. Eng. 59, 2080–2084.

Folstein, M.F., Folstein, S.E., McHugh, P.R., 1975. “Mini-mental state”. A practical method for grading the cognitive state of patients for the clinician. J. Psychiatr. Res. 12, 189–198.

Forsell, C., Halvorsen, K., 2009. A method for determining minimal sets of markers for the estimation of center of mass, linear and angular momentum. J. Biomech. 42, 361–365.

Fried, L.P., Tangen, C.M., Walston, J., Newman, a B., Hirsch, C., Gottdiener, J., Seeman, T., Tracy, R., Kop, W.J., Burke, G., McBurnie, M. a, 2001. Frailty in older adults: evidence for a phenotype. J. Gerontol. A. Biol. Sci. Med. Sci. 56, M146–56.

Gage, W.H., Winter, D. a, Frank, J.S., Adkin, A.L., 2004. Kinematic and kinetic validity of the inverted pendulum model in quiet standing. Gait Posture 19, 124–32.

Gard, S. a., Miff, S.C., Kuo, A.D., 2004. Comparison of kinematic and kinetic methods for computing the vertical motion of the body center of mass during walking. Hum. Mov. Sci. 22, 597–610.

Goodwin, V.A., Abbott, R.A., Whear, R., Bethel, A., Ukoumunne, O.C., Thompson-Coon, J., Stein, K., 2014. Multiple component interventions for preventing falls and fall-related injuries among older people: systematic review and meta-analysis. BMC Geriatr. 14, 15.

Grabiner, M.D., Donovan, S., Bareither, M. Lou, Marone, J.R., Hamstra-Wright, K., Gatts, S., Troy, K.L., 2008. Trunk kinematics and fall risk of older adults: translating biomechanical results to the clinic. J. Electromyogr. Kinesiol. 18, 197–204.

Graham, D.F., Carty, C.P., Lloyd, D.G., Barrett, R.S., 2015. Biomechanical predictors of maximal balance recovery performance amongst community-dwelling older adults. Exp. Gerontol. 66, 39–46.

Granacher, U., Muehlbauer, T., Gruber, M., 2012. A qualitative review of balance and strength performance in healthy older adults: impact for testing and training. J. Aging Res. 1–16.

Granata, K.P., Lockhart, T.E., 2008. Dynamic stability differences in fall-prone and healthy adults. J. Electromyogr. Kinesiol. 18, 172–8.

Grimshaw, P., Burden, A., 2006. Sport exercise and biomechanics, De Boeck. ed. Taylor & Francis.

Gu, M.J., Schultz, A.B., Shepard, N.T., Alexander, N.B., 1996. Postural control in young and elderly adults when stance is perturbed dynamics.pdf. J. Biomech. 39, 319–329.

Gutierrez-Farewik, E.M., Bartonek, A., Saraste, H., 2006. Comparison and evaluation of two common methods to measure center of mass displacement in three dimensions during gait. Hum. Mov. Sci. 25, 238–56.

Hall, C.D., Woollacott, M.H., Jensen, J.L., 1999. Age-related changes in rate and magnitude of ankle torque development: implications for balance control. J. Gerontol. A. Biol. Sci. Med. Sci. 54, M507–M513.

Halliday, S.E., Winter, D.A., Frank, J.S., Patla, A.E., Prince, F., 1998. The initiation of gait in young, elderly, and Parkinson's disease subjects. Gait Posture 8, 8–14.

Hamacher, D., Singh, N.B., Van Dieën, J.H., Heller, M.O., Taylor, W.R., 2011. Kinematic measures for assessing gait stability in elderly individuals: a systematic review. J. R. Soc. Interface 8, 1682–98.

HAS, 2005. Prévention des chutes accidentelles chez la personne âgée. J. la Haute Autorité Santé SFDRMG, 1–69.

HAS, 2009. Évaluation Et Prise En Charge Des Personnes Âgées Faisant Des Chutes Répétées, Recommandations de bonnes pratiques professionnelles.

Hauer, K., Lamb, S.E., Jorstad, E.C., Todd, C., Becker, C., 2006. Systematic review of definitions and methods of measuring falls in randomised controlled fall prevention trials. Age Ageing 35, 5–10.

Hausdorff, J.M., Doniger, G.M., Springer, S., Yogev, G., Simon, E.S., Giladi, N., 2006. A common cognitive profile in elderly and in patients with PD: the prominence of impaired executive function and attention. Exp. Aging Res. 32, 411–429.

Hausdorff, J.M., Rios, D.A., Edelberg, H.K., 2001. Gait Variability and Fall Risk in Community-Living Older Adults : A 1-Year Prospective Study. Act. Phys. Med. Rehabil. 82, 1050–1056.

Heitmann, D.K., Gossman, M.R., Shaddeau, S. a, Jackson, J.R., 1989. Balance performance and step width in noninstitutionalized, elderly, female fallers

and nonfallers. Phys. Ther. 69, 923–31.
Hoang, K.-L.H., Mombaur, K., 2015. Adjustments to de Leva-anthropometric regression data for the changes in body proportions in elderly humans. J. Biomech. 1–5.
Hof, A.L., Gazendam, M.G.J., Sinke, W.E., 2005. The condition for dynamic stability. J. Biomech. 38, 1–8.
Horak, F.B., 2006. Postural orientation and equilibrium: what do we need to know about neural control of balance to prevent falls? Age Ageing 35 Suppl 2, ii7–ii11.
Horak, F.B., Macpherson, J.M., 1996. Postural orientation and equilibrium. In: Handbook of Physiology Section 12 Exercise: Regulation and Integration of Multiple Systems. pp. 255–292.
Horak, F.B., Nashner, L.M., 1986. Central programming of postural movements: adaptation to altered support-surface configurations. J. Neurophysiol. 55, 1369–81.
Horak, F.B., Shupert, C.L., Mirka, A., 1989. Components of postural dyscontrol in the elderly. Neurobiol. ageing 10, 727–738.
Horak, F.B., Wrisley, D.M., Frank, J.S., 2009. The Balance Evaluation Systems Test (BESTest) to differenciate balance deficits. Phys. Ther. 89, 484–498.
Hsiao, E.T., Robinovitch, S.N., 1998. Common protective movements govern unexpected falls from standing height. J. Biomech. 31, 1–9.
Hsiao-wecksler, E.T., Katdare, K., Matson, J., Liu, W., Lipsitz, A., Collins, J.J., 2003. Predicting the dynamic postural control response from quiet-stance behavior in elderly adults. J. Biomech. 36, 1327–1333.
Hsiao-Wecksler, E.T., Robinovitch, S.N., 2007. The effect of step length on young and elderly women's ability to recover balance. Clin. Biomech. (Bristol, Avon) 22, 574–80.
Huffman, J.L., Horslen, B.C., Carpenter, M.G., Adkin, a L., 2009. Does increased postural threat lead to more conscious control of posture? Gait Posture 30, 528–32.
INSEE, 2010. Projections de population à l'horizon 2060 : Un tiers de la population âgé de plus de 60 ans. INSEE Première 1320, 4.
Jacobs, J. V, Horak, F.B., 2007. External postural perturbations induce multiple anticipatory postural adjustments when subjects cannot pre-select their stepping foot. Exp. brain Res. 179, 29–42.
Johnson, M.E., Mille, M.L., Martinez, K.M., Crombie, G., Rogers, M.W., 2004. Age-related changes in hip abductor and adductor joint torques. Arch. Phys. Med. Rehabil. 85, 593–597.
Johnson-Hilliard, M., Martinez, K.M., Janssen, I., Edwards, B.J., Mille, M.-L., Zhang, Y., Rogers, M.W., 2008. Lateral balance factors predict future falls in community-living older adults. Arch. Phys. Med. Rehabil. 89, 1708–1713.
Jonsson, E., Henriksson, M., Hirschfeld, H., 2003. Does the functional reach test reflect stability limits in elderly people? J. Rehabil. Med. 35, 26–30.
Jonsson, E., Henriksson, M., Hirschfeld, H., 2007. Age-related differences in postural adjustments in connection with different tasks involving weight

transfer while standing. Gait Posture 26, 508–15.
Kanekar, N., Aruin, A.S., 2014. The effect of aging on anticipatory postural control. Exp. Brain Res. 232, 1127–1136.
Kang, H.G., Dingwell, J.B., 2006. A direct comparison of local dynamic stability during unperturbed standing and walking. Exp. Brain Res. 172, 35–48.
Karamanidis, K., Arampatzis, A., Mademli, L., 2008. Age-related deficit in dynamic stability control after forward falls is affected by muscle strength and tendon stiffness. J. Electromyogr. Kinesiol. 18, 980–9.
Kim, S., Atkeson, C.G., Park, S., 2012. Perturbation-dependent selection of postural feedback gain and its scaling. J. Biomech. 45, 1379–86.
King, L.D., Zatsiorsky, V.M., 1997. Extracting gravity line displacement from stabilographic recordings. Gait Posture 6, 27–38.
King, M.B., Judge, J.O., Wolfson, L., 1994a. Functionnal base of support decreases with age. J. Gerontol. 49, M258–M263.
King, M.B., Judge, J.O., Wolfson, L., 1994b. Functionnal base of support decreases with age.
Kobayashi, Y., Hobara, H., Matsushita, S., Mochimaru, M., 2014. Key joint kinematic characteristics of the gait of fallers identified by principal component analysis. J. Biomech. 47, 2424–2429.
Koolen, T., de Boer, T., Rebula, J., Goswami, A., Pratt, J., 2012. Capturability-based analysis and control of legged locomotion, Part 1: Theory and application to three simple gait models. Int. J. Rob. Res.
Kouzaki, M., Masani, K., 2008. Reduced postural sway during quiet standing by light touch is due to finger tactile feedback but not mechanical support. Exp. Brain Res. 188, 153–8.
Lajoie, Y., Gallagher, S.., 2004. Predicting falls within the elderly community: comparison of postural sway, reaction time, the Berg balance scale and the Activities-specific Balance Confidence (ABC) scale for comparing fallers and non-fallers. Arch. Gerontol. Geriatr. 38, 11–26.
Laughton, C. a., Slavin, M., Katdare, K., Nolan, L., Bean, J.F., Kerrigan, D.C., Phillips, E., Lipsitz, L. a., Collins, J.J., 2003. Aging, muscle activity, and balance control: physiologic changes associated with balance impairment. Gait Posture 18, 101–108.
Le Clair, K., Riach, C., 1996. Postural stability measures: what to measure and for how long. Clin. Biomech. 11, 176–178.
Lee, P.-Y., Gadareh, K., Bronstein, A.M., 2014. Forward-backward postural protective stepping responses in young and elderly adults. Hum. Mov. Sci. 34, 137–46.
Lin, D., Seol, H., Nussbaum, M. a, Madigan, M.L., 2008. Reliability of COP-based postural sway measures and age-related differences. Gait Posture 28, 337–42.
Lin, S.I., Woollacott, M., 2005. Association between sensorimotor function and functional and reactive balance control in the elderly. Age Ageing 34, 358–363.
Lin, S.I., Woollacott, M.H., 2002. Postural muscle responses following changing

balance threats in young, stable older and unstable older adults. J. Mot. Behav. 34, 37–44.
Lion, A., Spada, R.S., Bosser, G., Gauchard, G.C., Anello, G., Bosco, P., Calabrese, S., Iero, A., Stella, G., Elia, M., Perrin, P.P., 2014. "Postural first" principle when balance is challanged in elderly people. Int. J. Neurosci. 124, 558–566.
Logan, S.L., Gottlieb, B.H., Maitland, S.B., Meegan, D., Spriet, L.L., 2013. The physical activity scale for elderly (PASE) questionnaire; does it predict physical health? Int. J. Environ. Res. Public Health 10, 3967–3986.
Lord, S.R., Clark, R.D., Webster, I.W., 1991. Physiological factors associated with falls in an elderly population. Am. Geriatr. Soc. 39, 1194–1200.
Lord, S.R., Fitzpatrick, R.C., 2001a. Choice stepping reaction time: a composite measure of falls risk in older people. J. Gerontol. A. Biol. Sci. Med. Sci. 56, M627–32.
Lord, S.R., Fitzpatrick, R.C., 2001b. Choice stepping reaction time a composite measure of falls risk in older people. J. Gerontol. A Biol. Sci. Med. Sci. 56A, M627–632.
Lord, S.R., Menz, H.B., Tiedemann, A., 2003. A physiological profile approach to falls risk assessment and prevention. Phys. Ther. 83, 237–252.
Lord, S.R., Sherrington, C., Menz, H.B., 2006. Falls in older people: epidemiology, risk factors and strategies for prevention. Age Ageing 35 Suppl 2, ii37–ii41.
Luchies, C., Pazdur, R., Deyoung, A., 1999. Effects ofAge on Balance Assessment Using Voluntary and Involuntary Step Tasks. J. Gerontol. Med. Sci. 54A, M140–M144.
Luchies, C.W., Schiffman, J., Richards, L.G., Thompson, M.R., Bazuin, D., DeYoung, A.J., 2002. Effects of age, step direction, and reaction condition on the ability to step quickly. J. Gerontol. A. Biol. Sci. Med. Sci. 57, M246–M249.
Lyon, I.N., Day, B.L., 1997. Control of frontal plane body motion in human stepping. Exp. Brain Res. 115, 345–356.
Madigan, M.L., Lloyd, E.M., 2005. Age-related differences in peak joint torques during the support phase of single-step recovery from a forward fall. J. Gerontol. A. Biol. Sci. Med. Sci.
Maki, B.E., 1997. Gait changes in older adults predictors of falls or indicators of fear. J. Am. Geriatr. Soc. 45, 313–320.
Maki, B.E., Holliday, P.J., Topper, a K., 1991. Fear of falling and postural performance in the elderly. J. Gerontol. 46, M123–M131.
Maki, B.E., Holliday, P.J., Topper, a K., 1994. A prospective study of postural balance and risk of falling in an ambulatory and independent elderly population. J. Gerontol. 49, M72–M84.
Maki, B.E., McIlroy, W.E., 1997. The role of limb movements in maintaining upright stance: the "change-in-support" strategy. Phys. Ther. 77, 488–507.
Maki, B.E., Mcilroy, W.E., 1998. Control of compensatory stepping reactions : Age-related impairment and the potential for remedial intervention.

Physiother. Theory Pract. 5, 69–90.
Maki, B.E., McIlroy, W.E., 2006a. Control of rapid limb movements for balance recovery: age-related changes and implications for fall prevention. Age Ageing 35 Suppl 2, ii12–ii18.
Maki, B.E., McIlroy, W.E., 2006b. Control of rapid limb movements for balance recovery: age-related changes and implications for fall prevention. Age Ageing 35, ii12–ii18.
Maki, B.E., McIlroy, W.E., Geoff, F.R., 2003. Change-in-Support Reactions for Balance Recovery. IEEE Eng. Med. Biol. Mag. 22, 20–26.
Mancini, M., Horak, F.B., 2010. The relevance of clinical balance assessment tools to differentiate balance deficits. Eur. J. Rehabil. Med. 46, 239–248.
Mansfield, A., Peters, A.L., Liu, B. a, Maki, B.E., 2010a. Effect of a perturbation-based balance training program on compensatory stepping and grasping reactions in older adults: a randomized controlled trial. Phys. Ther. 90, 476–491.
Mansfield, A., Peters, A.L., Liu, B.A., Maki, B.E., 2010b. Effect of a Perturbation-Based Balance Stepping and Grasping Reactions in Older Adults : A randomized controlled trial. Phys. Ther. 90, 476–491.
Mapelli, A., Zago, M., Fusini, L., Galante, D., Colombo, A., Sforza, C., 2014. Validation of a protocol for the estimation of three-dimensional body center of mass kinematics in sport. Gait Posture 39, 460–465.
Masani, K., Vette, A.H., Abe, M.O., Nakazawa, K., Popovic, M.R., 2011. Smaller sway size during quiet standing is associated with longer preceding time of motor command to body sway. Gait Posture 33, 14–7.
Massion, J., 1992. Movement, posture and equilibrium: Interaction and coordination. Prog. Neurobiol. 38, 35–56.
Masud, T., Morris, R.O., 2001. Epidemiology of falls. Age Ageing 30, 3–7.
Matjacić, Z., Voigt, M., Popović, D., Sinkjaer, T., 2001. Functional postural responses after perturbations in multiple directions in a standing man: a principle of decoupled control. J. Biomech. 34, 187–96.
McIlroy, W.E., Maki, B.E., 1993a. Changes in early “automatic” postural responses associated with the prior-planning and execution of a compensatory step. Brain Res. 631, 203–211.
McIlroy, W.E., Maki, B.E., 1993b. Do anticipatory postural adjustments precede compensatory stepping reactions evoked by perturbation? Neurosci. Lett. 164, 199–202.
McIlroy, W.E., Maki, B.E., 1995. Early activation of arm muscles follows external perturbation of upright stance. Neurosci. Lett. 184, 177–180.
McIlroy, W.E., Maki, B.E., 1996. Age-related changes in compensatory stepping in response to unpredictable perturbations. J. Gerontol. A. Biol. Sci. Med. Sci. 51, M289–96.
McIlroy, W.E., Maki, B.E., 1999. The control of lateral stability during rapid stepping reactions evoked by antero-posterior perturbation : does anticipatory control play a role ? Gait Posture 9, 190–198.
Melzer, I., Benjuya, N., Kaplanski, J., 2004a. Postural stability in the elderly: a

comparison between fallers and non-fallers. Age Ageing 33, 602–7.
Melzer, I., Benjuya, N., Kaplanski, J., 2004b. Postural stability in the elderly: a comparison between fallers and non-fallers. Age Ageing 33, 602–7.
Melzer, I., Kurz, I., Shahar, D., Levi, M., Oddsson, L., 2007. Application of the voluntary step execution test to identify elderly fallers. Age Ageing 36, 532–537.
Mille, M.-L., Johnson, M.E., Martinez, K.M., Rogers, M.W., 2005. Age-dependent differences in lateral balance recovery through protective stepping. Clin. Biomech. (Bristol, Avon) 20, 607–16.
Mille, M.-L., Johnson-Hilliard, M., Martinez, K.M., Zhang, Y., Edwards, B.J., Rogers, M.W., 2013. One Step, Two Steps, Three Steps More ... Directional Vulnerability to Falls in Community-Dwelling Older People. J. Gerontol. A. Biol. Sci. Med. Sci. 1–9.
Mille, M.-L., Rogers, M.W., Martinez, K., Hedman, L.D., Johnson, M.E., Lord, S.R., Fitzpatrick, R.C., 2003. Thresholds for inducing protective stepping responses to external perturbations of human standing. J. Neurophysiol. 90, 666–74.
Mirelman, A., Herman, T., Brozgol, M., Dorfman, M., Sprecher, E., Schweiger, A., Giladi, N., Hausdorff, J.M., 2012. Executive function and falls in older adults: new findings from a five-year prospective study link fall risk to cognition. PLoS One 7, e40297.
Moreira, B.S., Sampaio, R.F., Kirkwood, R.N., 2015. Spatiotemporal gait parameters and recurrent falls in community dwelling elderly women a prospective study. Brazilian J. Phys. Ther. 19, 6169.
Myers, A.M., Fletcher, P.C., Myers, H.M., Sherk, W., 1998. Discriminative and evaluative properties of the ABC Scale. Gerontology 53A, M287–M294.
Padgett, P.K., Jacobs, J. V, Kasser, S.L., 2012. Is the BESTest at its best? A suggested brief version based on interrater reliability, validity, internal consistency, and theoretical construct. Phys. Ther. 92, 1197–207.
Pai, Y.-C., Patton, J., 1997. Center of mass velocity position prediction for balance control. J. Biomech. 30, 347–354.
Pai, Y.C., Rogers, M.W., Patton, J., Cain, T.D., Hanke, T. a, 1998. Static versus dynamic predictions of protective stepping following waist-pull perturbations in young and older adults. J. Biomech. 31, 1111–8.
Pai, Y.-C., Wening, J.D., Runtz, E.F., Iqbal, K., Pavol, M.J., 2003. Role of feedforward control of movement stability in reducing slip-related balance loss and falls among older adults. J. Neurophysiol. 90, 755–62.
Parijat, P., Lockhart, T.E., 2012. Effects of moveable platform training in preventing slip-induced falls in older adults. Ann. Biomed. Eng. 40, 1111–21.
Park, S., Horak, F.B., Kuo, A.D., 2004. Postural feedback responses scale with biomechanical constraints in human standing. Exp. Brain Res. 154, 417–27.
Patla, A.E., Frank, J.S., Winter, D. a., Rietdyk, S., Prentice, S., Prasad Md, S., 1993. Age-related changes in balance control system: Initiation of stepping. Clin. Biomech. 8, 179–184.

Pavol, M.J., Owings, T.M., Grabiner, M.D., 2002. Body segment inertial parameter estimation for the general population of older adults. J. Biomech. 35, 707–712.

Pavol, M.J., Pai, Y.-C., 2002. Feedforward adaptations are used to compensate for a potential loss of balance. Exp. Brain Res. 145, 528–38.

Peterka, R.J., 2002. Sensorimotor integration in human postural control. J. Neurophysiol. 88, 1097–118.

Pidcoe, P.E., Rogers, M.W., 1998. A closed-loop stepper motor waist-pull system for inducing protective stepping in humans. J. Biomech. 31, 377–81.

Piirtola, M., Era, P., 2006. Force platform measurements as predictors of falls among older people - a review. Gerontology 52, 1–16.

Pijnappels, M., Bobbert, M.F., van Dieën, J.H., 2004. Contribution of the support limb in control of angular momentum after tripping. J. Biomech. 37, 1811–8.

Pijnappels, M., Delbaere, K., Sturnieks, D.L., Lord, S.R., 2010. The association between choice stepping reaction time and falls in older adults--a path analysis model. Age Ageing 39, 99–104.

Pijnappels, M., Reeves, N.D., Maganaris, C.N., van Dieën, J.H., 2008. Tripping without falling; lower limb strength, a limitation for balance recovery and a target for training in the elderly. J. Electromyogr. Kinesiol. 18, 188–96.

Podsialdlo, D., Richardson, S., 1991. The Timed Up and Go: a test for basic functional mobility for frail elderly persons. J. Am. Geriatr. Soc. 39, 142–148.

Powell, E., Myers, A.M., 1995. The Activities-specific Balance Confidence scale. J. Gerontol. A Biol. Sci. Med. Sci. 50, M28–M34.

Prieto, T.E., Myklebust, J.B., Hoffmann, R.G., Lovett, E.G., Myklebust, B.M., 1996. Measures of postural steadiness: differences between healthy young and elderly adults. IEEE Trans. Biomed. Eng. 43, 956–66.

Ray, C.T., Wolf, S.L., 2008. Review of intrinsic factors related to fall risk in individuals with visual impairments. J. Rehabil. Res. Dev. 45, 1117–24.

Reed, M.P., Manary, M.A., Schneider, L.W., 1999. Methods for measuring and representing automobile occupant posture. SAE Tech. Pap. Ser. 1999-01-0959.

Reitan, R.M., 1958. Validity of the Trail Making Test as an indicator of the organic brain damage. Percept. Mot. Skills 8, 271–276.

Rispens, S.M., van Schooten, K.S., Pijnappels, M., Daffertshofer, a., Beek, P.J., van Dieen, J.H., 2015. Identification of Fall Risk Predictors in Daily Life Measurements: Gait Characteristics' Reliability and Association With Self-reported Fall History. Neurorehabil. Neural Repair 29, 54–61.

Robert, T., Chèze, L., Dumas, R., Verriest, J.-P., 2007. Validation of net joint loads calculated by inverse dynamics in case of complex movements: application to balance recovery movements. J. Biomech. 40, 2450–6.

Robin, X., Turck, N., Hainard, A., Tiberti, N., Lisacek, F., Sanchez, J.-C., Müller, M., 2011. pROC: an open-source package for R and S+ to analyze and compare ROC curves. BMC Bioinformatics 12, 77.

Robinovitch, S.N., Feldman, F., Yang, Y., Schonnop, R., Leung, P.M., Sarraf, T.,

Sims-Gould, J., Loughin, M., 2013. Video capture of the circumstances of falls in elderly people residing in long-term care: an observational study. Lancet 381, 47–54.

Rockwood, K., Mitnitski, A., 2007. Frailty in relation to the accumulation of deficits. J. Gerontol. A. Biol. Sci. Med. Sci. 62, 722–7.

Rogers, M.W., Hedman, L.D., Johnson, M.E., Cain, T.D., Hanke, T. a, 2001a. Lateral stability during forward-induced stepping for dynamic balance recovery in young and older adults. J. Gerontol. A. Biol. Sci. Med. Sci. 56, M589–94.

Rogers, M.W., Hedman, L.D., Johnson, M.E., Cain, T.D., Hanke, T. a, 2001b. Lateral stability during forward-induced stepping for dynamic balance recovery in young and older adults. J. Gerontol. A. Biol. Sci. Med. Sci.

Rogers, M.W., Hedman, L.D., Johnson, M.E., Martinez, K.M., Mille, M.L., 2003. Triggering of protective stepping for the control of human balance : age and contextual dependence. Cogn. Brain Res. 16, 192–198.

Rogers, M.W., Kukulka, C.G., Brunt, D., Cain, T.D., Hanke, T. a., 2001. The influence of stimulus cue on the initiation of stepping in young and older adults. Arch. Phys. Med. Rehabil. 82, 619–624.

Roos, P.E., McGuigan, M.P., Kerwin, D.G., Trewartha, G., 2008. The role of arm movement in early trip recovery in younger and older adults. Gait Posture 27, 352–6.

Rose, D.J., Jones, C.J., Lucchese, N., 2002. Predicting the Probability of Falls in Community- Residing Older Adults Using the 8-Foot Up-and-Go : A New Measure of Functional Mobility. J. Aging Phys. Act. 10, 466–475.

Rubenstein, L.Z., 2006. Falls in older people: epidemiology, risk factors and strategies for prevention. Age Ageing 35 Suppl 2, ii37–ii41.

Santos, M.J., Kanekar, N., Aruin, A.S., 2010a. The role of anticipatory postural adjustments in compensatory control of posture: 1. Electromyographic analysis. J. Electromyogr. Kinesiol. 20, 388–397.

Santos, M.J., Kanekar, N., Aruin, A.S., 2010b. The role of anticipatory postural adjustments in compensatory control of posture: 2. Biomechanical analysis. J. Electromyogr. Kinesiol. 20, 398–405.

Schuit, A.J., Schouten, E.G., Westerterp, K.R., Saris, W.H., 1997. Validity of the Physical Activity Scale for the Elderly (PASE): according to energy expenditure assessed by the doubly labeled water method. J. Clin. Epidemiol. 50, 541–6.

Schulz, B.W., Ashton-miller, J.A., Alexander, N.B., 2005. Compensatory stepping in response to waist pulls in balance-impaired and unimpaired women. Gait Posture 22, 198–209.

Scott, V., Votova, K., Scanlan, A., Close, J., 2007. Multifactorial and functional mobility assessment tools for fall risk among older adults in community, home-support, long-term and acute care settings. Age Ageing 36, 130–9.

Segev-Jacubovski, O., Herman, T., Yogev-Seligmann, G., Mirelman, A., Giladi, N., Haudsdorff, J.M., 2011. The interplay between gait, falls and cognition: can cognitive therapy reduce fall risk? Expert Rev Neurother 11, 1057–1075.

Senden, R., Savelberg, H.H.C.M., Adam, J., Grimm, B., Heyligers, I.C., Meijer, K., 2014. The influence of age, muscle strength and speed of information processing on recovery responses to external perturbations in gait. Gait Posture 39, 513–517.

Shimada, H., Obuchi, S., Kamide, N., Shiba, Y., Okamoto, M., Kakurai, S., 2003. Relationship with dynamic balance function during standing and walking. Am. J. Phys. Med. Rehabil. 82, 511–516.

Shimba, T., 1984. An estimation of center of gravity from force platform data. J. Biomech. 12, 53–60.

Shumway-cook, A., Brauer, S., Woollacott, M., 2000. Research Report Predicting the Probability for Falls in Community-Dwelling Older Adults Using the Timed Up & Go Test. Phys. Ther. 80, 896–903.

Shumway-Cook, A., Gruber, W., Baldwin, M., Liao, S., 1997. The effect of multidimensional exercises on balance, mobility, and fall risk in community-dwelling older adults. Phys. Ther. 77, 46–57.

Singer, M.L., Smith, L.K., Dibble, L.E., Foreman, K.B.O., 2015. Age-Related Difference in Postural Control During Recovery from Posterior and Anterior Perturbations. Anat. Rec. 298, 346–353.

Slawinski, J., Bonnefoy, a, Ontanon, G., Leveque, J.M., Miller, C., Riquet, a, Chèze, L., Dumas, R., 2010. Segment-interaction in sprint start: Analysis of 3D angular velocity and kinetic energy in elite sprinters. J. Biomech. 43, 1494–502.

Smeesters, C., Hayes, W.C., McMahon, T. a, 2001. Disturbance type and gait speed affect fall direction and impact location. J. Biomech. 34, 309–17.

Sosnoff, J.J., Balantrapu, S., Pilutti, L. a, Sandroff, B.M., Morrison, S., Motl, R.W., 2013. Cognitive processing speed is related to fall frequency in older adults with multiple sclerosis. Arch. Phys. Med. Rehabil. 94, 1567–72.

St George, R.J., Fitzpatrick, R.C., 2011. The sense of self-motion, orientation and balance explored by vestibular stimulation. J. Physiol. 589, 807–13.

St George, R.J., Fitzpatrick, R.C., Rogers, M.W., Lord, S.R., 2007. Choice stepping response and transfer times: effects of age, fall risk, and secondary tasks. J. Gerontol. A. Biol. Sci. Med. Sci. 62, 537–542.

Stelletta, J., 2015. Modélisation volumique déformable du système musculosquelettique du membre inférieur. Université Claude Bernard Lyon 1.

Stevens, J., Corso, P., Finkelstein, E., Miller, T., 2006. The costs of fatal and non-fatal falls among older adults. Inj. Prev. 12, 290–295.

Sturnieks, D.L., Menant, J., Delbaere, K., Vanrenterghem, J., Rogers, M.W., Fitzpatrick, R.C., Lord, S.R., 2013. Force-Controlled Balance Perturbations Associated with Falls in Older People : A Prospective Cohort Study. PLoS One 8, 1–6.

Sun, R., Guerra, R., Shea, J.B., 2015. The posterior shift anticipatory postural adjustment in choice reaction step initiation. Gait Posture 41, 894–898.

Swanenburg, J., Bruin, E.D. De, Favero, K., Uebelhart, D., Mulder, T., 2008. The reliability of postural balance measures in single and dual tasking in elderly

fallers and non-fallers. BMC Musculoskelet. Disord. 9, 1–10.
Swanenburg, J., de Bruin, E.D., Uebelhart, D., Mulder, T., 2010. Falls prediction in elderly people: a 1-year prospective study. Gait Posture 31, 317–21.
Talley, K.M.C., Wyman, J.F., Gross, C.R., 2008. Psychometric properties of the ABC Scale and the survey of activities and fear of falling in older women. J. Am. Geriatr. Soc. 56, 328–333.
Thelen, D.G., Wojcik, L. a, Schultz, a B., Ashton-Miller, J. a, Alexander, N.B., 1997. Age differences in using a rapid step to regain balance during a forward fall. J. Gerontol. A. Biol. Sci. Med. Sci. 52, M8–13.
Thigpen, M.T., Cauraugh, J., Creel, G., Day, K., Flynn, S., Fritz, S., Frost, S., Respess, R., Gardner-Smith, P., Brack, M., Behrman, A., 2009. Adaptation of postural responses during different standing perturbation conditions in individuals with incomplete spinal cord injury. Gait Posture 29, 113–8.
Thirunarayan, M. a., Kerrigan, D.C., Rabuffetti, M., Della Croce, U., Saini, M., 1996. Comparison of three methods for estimating vertical displacement of center of mass during level walking in patients. Gait Posture 4, 306–314.
Tinetti, M., Deleon, C., Doucette, J., Baker, D., 1994. Fear of falling and fall related efficacy in relationship to functioning among community living elders. J. Gerontol. 49, M140–M147.
Tinetti, M., Speechley, M., Ginter, S., 1988. Risk factors for fall among elderly persons living in the community. N. Engl. J. Med. 319, 1701–1707.
Tisserand, R., Robert, T., Chèze, L., 2015a. Differences in elderly balance recovery response by stepping: effect of faller past and perturbation duration. In: ISPGR Wolrd Congress, Seville, Spain.
Tisserand, R., Robert, T., Chèze, L., 2015b. Center of Mass estimation from a reduced number of markers during the movement: gait and balance recovery applications. In: SOFAMEA XIVth Cogress, Geneva, Switzerland. p. 2.
Tombaugh, T.N., 2004. Trail Making Test A and B: normative data stratified by age and education. Arch. Clin. Neuropsychol. 19, 203–14.
Uemura, K., Yamada, M., Nagai, K., Tanaka, B., Mori, S., Ichihashi, N., 2012. Fear of falling is associated with prolonged anticipatory postural adjustment during gait initiation under dual-task conditions in older adults. Gait Posture 35, 282–6.
Vallée, P., Tisserand, R., Robert, T., 2015. Possible recovery or unavoidable fall? A model to predict the one step balance recovery threshold and its stepping characteristics. J. Biomech. 48, 3905–3911.
Van den Bogert, A.J., Pavol, M.J., Grabiner, M.D., 2002. Response time is more important than walking speed for the ability of older adults to avoid a fall after a trip. J. Biomech. 35, 199–205.
van der Kooij, H., Jacobs, R., Koopman, B., Grootenboer, H., 1999. A multisensory integration model of human stance control. Biol. Cybern. 80, 299–308.
van der Zijden, a M., Groen, B.E., Tanck, E., Nienhuis, B., Verdonschot, N., Weerdesteyn, V., 2012. Can martial arts techniques reduce fall severity? An in vivo study of femoral loading configurations in sideways falls. J.

Biomech. 45, 1650–5.
Van Dieën, J.H., Pijnappels, M., 2008. Falls in older people. J. Electromyogr. Kinesiol. 18, 169–71.
Van Sint Jan, S., Della Croce, U., 2005. Identifying the location of human skeletal landmarks: why standardized definitions are necessary--a proposal. Clin. Biomech. (Bristol, Avon) 20, 659–60.
van Wegen, E.E.H., van Emmerik, R.E. a, Riccio, G.E., 2002. Postural orientation: age-related changes in variability and time-to-boundary. Hum. Mov. Sci. 21, 61–84.
Visser, J.E., Carpenter, M.G., Van der Kooij, H., Bloem, B.R., 2008. The clinical utility of posturography. Clin. Neurophysiol. 119, 2424–36.
Washburn, R. a, McAuley, E., Katula, J., Mihalko, S.L., Boileau, R. a, 1999. The physical activity scale for the elderly (PASE): evidence for validity. J. Clin. Epidemiol. 52, 643–51.
Welch, T.D.J., Ting, L.H., 2014. Mechanisms of motor adaptation in reactive balance control. PLoS One 9.
Wieber, P.-B., 2008. Viability and predictive control for safe locomotion. 2008 IEEE/RSJ Int. Conf. Intell. Robot. Syst. 1103–1108.
Winter, D. a, Patla, a E., Prince, F., Ishac, M., Gielo-Perczak, K., 1998. Stiffness control of balance in quiet standing. J. Neurophysiol. 80, 1211–21.
Winter, D. a, Prince, F., Frank, J.S., Powell, C., Zabjek, K.F., 1996. Unified theory regarding A/P and M/L balance in quiet stance. J. Neurophysiol. 75, 2334–43.
Winter, D.A., 1990. Biomechanics and motor control of human movement, Motor Control.
Winter, D.A., 1995. Human balance and posture control during standing and walking. Gait Posture 3, 193–214.
Wojcik, L. a, Thelen, D.G., Schultz, a B., Ashton-Miller, J. a, Alexander, N.B., 2001. Age and gender differences in peak lower extremity joint torques and ranges of motion used during single-step balance recovery from a forward fall. J. Biomech. 34, 67–73.
Wolf, S.L., Barnhart, H.X., Ellison, G.L., Coogler, E., Group, A.F., 1997. The Effect of Tai Chi Quan and Computerized Balance Training on Postural Stability in Older Subjects. Phys. Ther. 77, 371–381.
Wolfson, L.I., Whipple, R., Amerman, P., Kleinberg, A., 1986. Stressing the postural response. J. Am. Geriatr. Soc. 34, 845–850.
Woollacott, M., Shumway-Cook, A., 2002. Attention and the control of posture and gait: a review of an emerging area of research. Gait Posture 16, 1–14.
Woollacott, M.H., Shumway-Cook, A., 2005. Postural dysfunction during standing and walking in children with cerebral palsy: what are the underlying problems and what new therapies might improve balance? Neural Plast. 12, 211–9; discussion 263–72.
World Health Organisation, 2008. Global report on falls: prevention in older Age. Ageing life course, Fam. community Heal.
Yang, F., Pai, Y.-C., 2014. Can sacral marker approximate center of mass during

gait and slip-fall recovery among community-dwelling older adults? J. Biomech. 47, 3807–3812.
Yelnik, A., 2008. Evaluation clinique de l'équilibre. French Coll. Phys. Med. Readapt. 1–9.
Zatsiorsky, V.M., Seluyanov, V.N., 1983. The mass and inertia characteristics of the main segments of the human body. In: Matsui, H., Kobayashi, K. (Eds.), Biomechanics VIIIB. Human Kinetics, Champaign, Illinois, pp. 1152–1159.
Zecevic, A.A., Salmoni, A.W., Speechley, M., Vandervoot, A., 2006. Defining a fall and reasons for falling Comparisons among the views of senarios, health care providers, and the research literature. Gerontologist 46, 367–376.
Zettel, J.L., McIlroy, W.E., Maki, B.E., 2002. Environmental constraints on foot trajectory reveal the capacity for modulation of anticipatory postural adjustments during rapid triggered stepping reactions. Exp. Brain Res. 146, 38–47.

Annexes

Annexe 1 : Formulaire de consentement

FORMULAIRE DE CONSENTEMENT

Le docteur ……, m'a proposé de participer à la recherche biomécanique intitulée : « **Capacités d'équilibration, capacités sensorimotrices et risque de chute de la personne âgée** » pour laquelle le Comité de Protection des Personnes – CPP SUD EST III – a émis un avis favorable et a été autorisée par l'Agence Nationale de Sécurité du Médicament et des produits de santé (ANSM) le 14/04/2014.

L'objectif de l'étude présentée ici est de tester de nouvelles mesures de l'équilibre chez les personnes âgées, afin de déterminer si elles sont prédictives du risque de chute, et dans ce cas si elles pourront améliorer la prévention de la chute dispensée à l'heure actuelle. C'est une étude qui entre dans le cadre de la recherche biomédicale.

Afin d'être mis en mesure de prendre ma décision en toute connaissance de cause, je reconnais avoir reçu les informations mentionnées dans la Lettre d'Information jointe, et d'en avoir bien pris connaissance. Je note également que je peux poser toutes les questions que je souhaite aux investigateurs sur ce projet, et ceci à tout moment.

Après avoir pris connaissance des objectifs et des contraintes du projet par l'intermédiaire de ses investigateurs et avoir obtenu réponse à toutes mes questions, **j'accepte librement et volontairement de participer à la recherche** décrite ci-dessus. Je sais que je peux retirer à tout moment mon consentement à ma participation à cette recherche, sans avoir à fournir de justifications et sans que ce retrait ait quelque conséquence que ce soit pour moi. Le fait de ne plus participer à cette recherche ne modifiera pas mes relations avec le médecin investigateur. Mon consentement ne décharge pas l'investigateur et le promoteur de l'ensemble de leurs responsabilités. Je conserve tous mes droits garantis par la loi.

J'accepte de suivre la procédure proposée par les investigateurs du projet de recherche, qui comprend au moins deux déplacements sur des sites hospitaliers, la réponse à des questionnaires, et la réalisation de tests physiques. La durée cumulée de l'ensemble des tests prévus est estimée à 3h en dehors des déplacements pour se rendre sur les différents sites. Pour certains tests, j'accepte de porter la tenue exigée pour le bon fonctionnement des appareils de mesure, qui sera de rester en cuissard et débardeur ou brassière de sport. En dehors des heures d'ouverture, si je ressens un malaise je peux contacter le SAMU en composant le 15.

Je reconnais avoir pris connaissance que je percevrais une indemnité de 80 euros à l'issue de ma participation à l'ensemble des tests proposés par les investigateurs, en compensation des frais et des contraintes générées pour ma participation.

J'accepte que les données anonymisées me concernant, recueillies à l'occasion de cette étude, puissent faire l'objet d'un traitement automatisé par les organisateurs de la recherche. J'ai bien noté que le droit d'accès, de rectification et d'opposition prévu par la loi n°78-17 du 6 Janvier 1978 modifiée, relative à l'informatique, aux fichiers et aux libertés, s'exerce à tout moment auprès des responsables de l'étude (Mr Thomas Robert, IFSTTAR – Cité des Mobilités, 25 Avenue François Mitterrand, 69675 Bron, France. Téléphone : 04.72.14.23.93. E-mail : thomas.robert@ifsttar.fr). Les investigateurs se sont engagés à ce que toutes les données recueillies demeurent strictement confidentielles. Elles ne pourront être consultées que par l'équipe médicale, les personnes dûment mandatées par le promoteur de la recherche et éventuellement par des représentants des autorités administratives.

J'accepte d'être inscrit sur le fichier national des personnes qui se prêtent à des recherches biomédicales. Je pourrai exercer mon droit de vérification et de rectification auprès du titulaire de l'autorisation du lieu de recherches, ou du ministre chargé de la santé, de données me concernant présentes dans le fichier et de la destruction de ces données au terme du délai prévu, conformément à l'article R1121-19 du code de la santé publique. L'IFSTTAR, promoteur de cette étude, a, conformément à la loi (Art. L.1121-7 du Code de Santé Publique), contracté une assurance couvrant les conséquences dommageables éventuelles que je pourrais subir du fait de la réalisation de ce projet de recherche

J'ai bien noté que pour participer à cette recherche, je dois être affilié(e) ou bénéficier d'un régime de sécurité sociale et d'une mutuelle de santé. Je confirme que cela est bien le cas.

Ainsi, je, soussigné(e) …… déclare accepter librement, et de façon éclairée, de participer au projet de recherche indiqué ci-dessus.

Fait à : ……. Le : ……/……/……

Signature :

Annexe 2 : Lettre d'information

Lyon, le 01/06/2014

Madame, Monsieur,

L'objectif du projet de recherche intitulé « **Capacités d'équilibration, capacités sensorimotrices et risque de chute de la personne âgée** » est de mieux détecter le risque de chute. Pour cela, différentes méthodes de mesure clinique et biomécanique seront utilisées.

Cette étude est conduite sur une population de personnes majeures, âgées de 70 ans ou plus et se déroulera en 3 parties : une visite médicale d'inclusion réalisée par un médecin (1 heure) ; une série de tests biomécaniques (2 heures) ; une période de suivi à distance d'un an.

Lors des tests biomécaniques, il vous sera demandé de réaliser des mouvements spécifiques comme marcher, ou maintenir votre équilibre sous une contrainte légère. Quelques tests cliniques de routine (équilibre, cognitif) viendront compléter ces mesures. Plusieurs systèmes de mesure seront utilisés (mesure de forces, de mouvements) et seul l'un d'eux implique que des billes réfléchissantes soient collées sur votre peau.

Le protocole est réalisé en présence et sous la responsabilité du médecin investigateur. Les différents moyens de mesure qui seront utilisés sont non-invasifs et non-irradiants. Il n'y a aucun risque prévisible, la seule contrainte étant de rester en brassières et cuissard de sport durant une partie des mesures.

Afin de pouvoir être inclus dans ce protocole, il vous faudra être affilié(e) ou bénéficier d'un régime de sécurité sociale et posséder une mutuelle de santé. De plus, votre participation est conditionnée par la visite médicale d'inclusion, réalisée entre un mois et 7 jours avant la date de l'expérimentation.

Si vous acceptez de participer à cette étude, la durée de votre participation correspondra aux trois étapes décrites précédemment. Vous serez cependant amené à vous déplacer jusqu'aux lieux prévus pour la série de mesures décrite dans le protocole. Toutefois, vous percevrez une indemnité d'un montant de 80 €, en compensation des contraintes et frais générés par votre participation à cette étude.

Toutes les données recueillies seront anonymisées et resteront confidentielles. De plus, votre participation à cette étude ne peut vous être imposée ; elle requiert votre accord. Vous êtes libre d'accepter ou de refuser de participer à cette étude, et ce sans justification. Si vous le désirez, vous pouvez poser toutes questions complémentaires que vous souhaitez à un médecin, avant de participer à cette recherche, ainsi qu'à tout moment de celle-ci.

Pro Marc BONNEFOY et Dr Pierre LIVET, médecins investigateurs.

Annexe 3 : Cahier d'observation visite médicale

CAHIER D'OBSERVATION – VISITE MEDICALE

Initiales du patient : Nom : ☐☐ Prénom : ☐☐ Sexe :
☐ F ☐ M

Date de naissance : ……/……/……

Taille : …… cm Poids : …… kg

Indice de masse corporelle : …….. kg/m^2

CRITERES D'INCLUSION

Âge > 70 ans ☐ OUI ☐ NON

Passé de chuteur (1 chute ou + dans l'année écoulée): ☐ CHUTEUR ☐ NON-CHUTEUR

Consentement éclairé signé ☐ OUI ☐ NON

CRITERES D'EXCLUSION

Prise de neuroleptiques[1] ☐ OUI ☐ NON

Prise de psychotropes > 3 types différents / jour ☐ OUI ☐ NON

Précisez le(s) type(s) : …….

Utilisation régulière d'aide à la mobilité (béquilles, canne, …) ☐ OUI ☐ NON

Sévère dyspnée aux efforts légers (insuffisance respiratoire) ☐ OUI ☐ NON

Insuffisance cardiaque congestive (NYHA stade 3 ou supérieur) ☐ OUI ☐ NON

Troubles neurodégénératifs : traité pour la maladie de Parkinson ☐ OUI ☐ NON

MMSE < 20/30 ☐ OUI ☐ NON

[1] La prise seule de neuroleptiques n'est pas un critère d'exclusion

AVC récent (< 6 mois) ☐ OUI ☐ NON

Chirurgie du membre inférieur < 6 mois ☐ OUI ☐ NON

Acuité visuelle avec correction : échelle de Monoyer < 2/10 ☐ OUI ☐ NON

Personne inclue ☐ OUI ☐ NON

Date d'inclusion dans l'étude : …...../……/……

Nom du médecin : …….
Signature :

INFORMATIONS COMPLEMENTAIRES

Proprioception : score de sensation plantaire (mono-filaments) : ……..

Peur de chuter : score à l'ABC Scale : ...……..

Fragilité :

- Perte de poids non intentionnelle supérieure à 5% du poids ? ☐ OUI ☐ NON
- Sentez-vous que tout ce que vous faites demande un effort ? ☐ OUI ☐ NON
- Marche : durée mise pour parcourir 4,5 mètres : ……. s
- Activité physique : score au PASE : …….
- Force musculaire : score au « handgrip » : ……

Annexe 4 : Formulaire de droits à l'image

AUTORISATION DE REPRODUCTION ET DE REPRESENTATION DE PHOTOGRAPHIES ET D'IMAGE

Le laboratoire de Biomécanique et Mécanique des Chocs (LBMC) souhaite obtenir l'autorisation d'exploitation d'image du sujet dans le cadre de la diffusion des informations collectées lors de l'étude intitulée : **Capacités d'équilibration, capacités sensorimotrices et risque de chute chez la personne âgée.**

Je, soussigné(e), ……. autorise le LBMC à utiliser mon image. En conséquence de quoi et conformément aux dispositions relatives au droit à l'image, au droit au nom et au droit d'auteur (le cas échéant), j'autorise le LBMC à fixer, reproduire et communiquer au public les photographies et les images prises dans le cadre de la présente.

Les droits cédés
Les droits concernés par la présente comprennent notamment :

- Le droit de reproduire et d'adapter les photographies sous toute forme d'édition.
- Le droit de reproduire ou d'adapter les photographies par tous les moyens modernes utilisés actuellement : électronique, magnétique, analogique ou numérique.

Les exploitations envisagées
Le LBMC s'engage à utiliser les droits cités ci-dessus à des fins scientifiques. Il s'interdit expressément :

- de procéder à une exploitation des photographies ou de l'image susceptibles de porter atteinte à la vie privée ou à la réputation du sujet ;
- d'utiliser les photographies ou l'image à travers tout support à caractère pornographique, raciste, xénophobe ou toute autre exploitation préjudiciable.

Je garantis que je ne suis pas lié par un contrat exclusif relatif à l'utilisation de mon image ou de celle de mon ayant droit, et garantis les partenaires contre tout recours qui pourrait être formulé à un titre quelconque par moi-même ou mes ayants droit.
Pour tout litige né de l'interprétation ou de l'exécution de la présente, il est fait attribution expresse de juridiction aux tribunaux compétents de Lyon statuant en droit français.

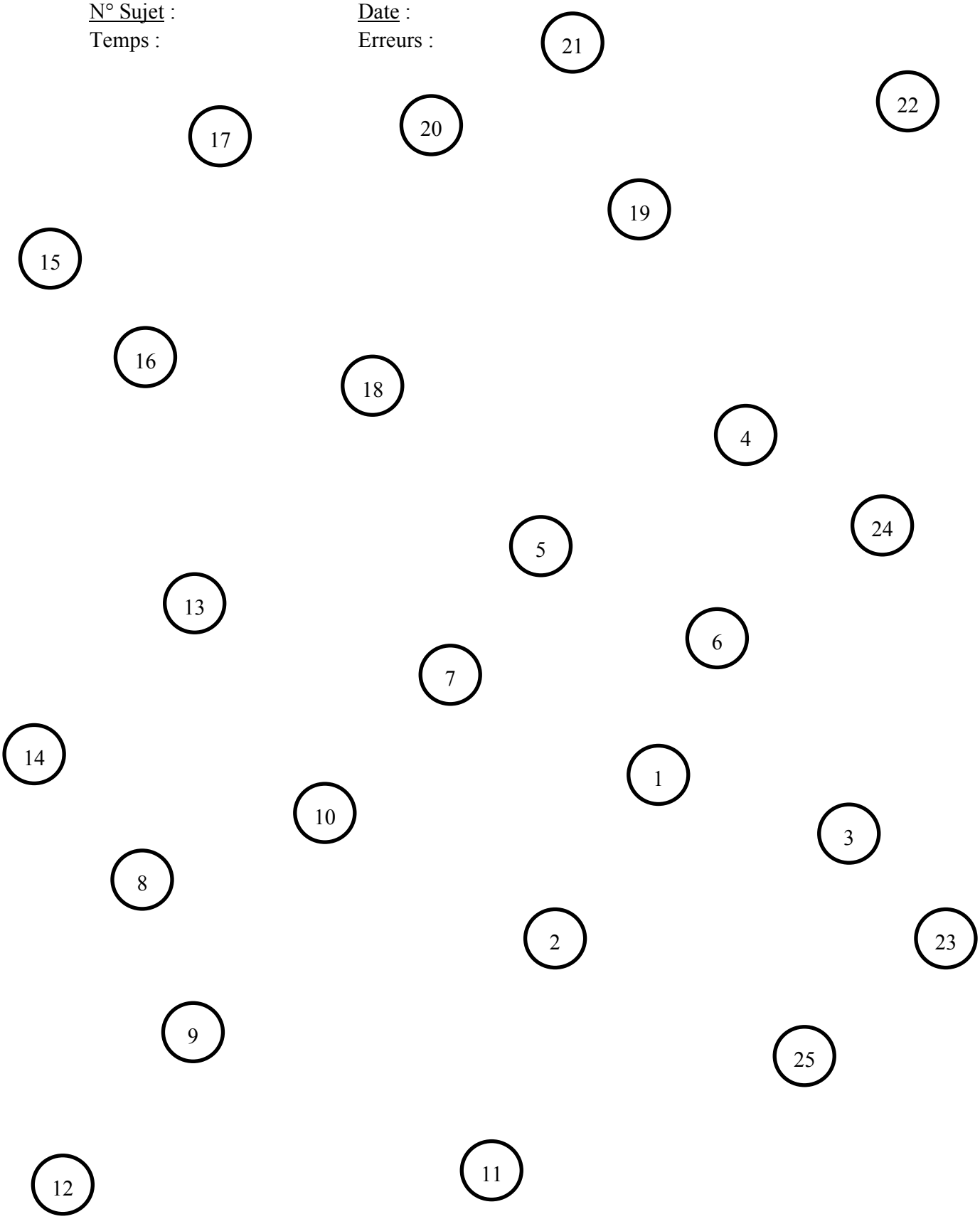
Fait à _____, le _____ en deux exemplaires et de bonne foi.
Signature précédée de la mention « lu et approuvé »

Annexe 5 : Fiche manip type

TMT A

N° Sujet : Date :

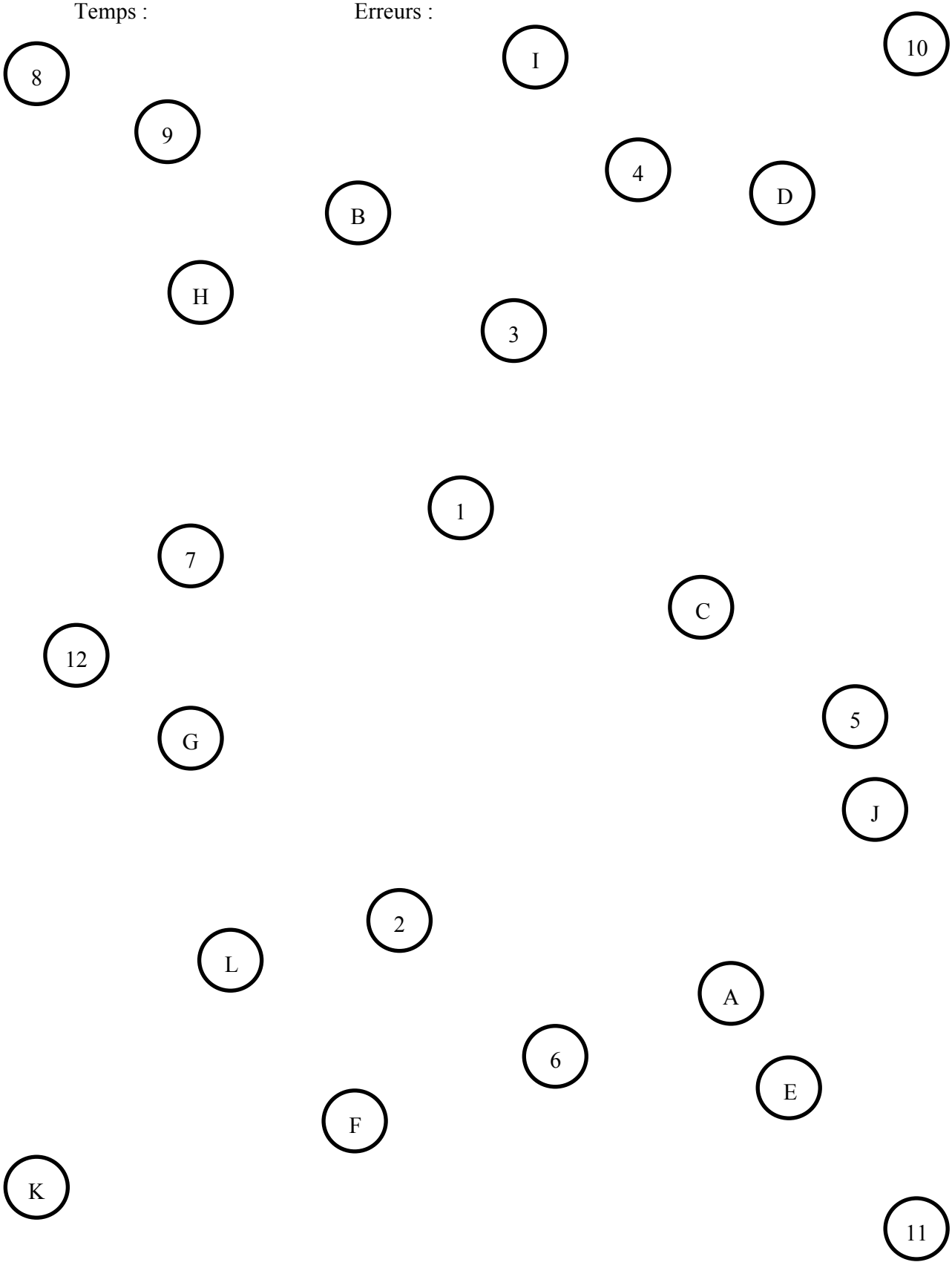
Temps : Erreurs :



TMT B

N° Sujet : Date :

Temps : Erreurs :



BREF (Batterie Rapide d'Efficience Frontale)

N° Sujet : Date :

Epreuve	Cotation	Score
1 – EPREUVE DES SIMILITUDES		
Demander en quoi se ressemblent : • Une orange et une banane • Une chaise et une table • Une tulipe, une rose et une marguerite	3 réponses correctes = 3 2 réponses correctes = 2 1 réponse correcte = 1 Aucune réponse correcte = 0	
2 – EPREUVE DE FLUENCE VERBALE		
Demander au patient de donner le maximum de mots commençant par la lettre S en 1 minute.	Plus de 10 mots = 3 Entre 5 et 10 mots = 2 Entre 3 et 5 mots = 1 Moins de 3 mots = 0	
3 – COMPORTEMENT DE PREHENSION		
S'assoir devant le patient, dont les mains reposent sur les genoux. Placer ses mains dans celles du patient afin de voir sa réaction. Possible de refaire cette séquence une seconde fois en annonçant « ne prenez pas mes mains ».	Ne saisit pas les mains = 3 Hésite et demande quoi faire = 2 Prend les mains sans hésitation = 1 Prend les mains alors que demande explicite de ne pas le faire = 0	
4 – SEQUENCE MOTRICE DE LURIA		
Le patient doit reproduire la séquence suivante : « tranche-poing-paume » après lui avoir montré un exemple 3 fois de suite et l'avoir fait 3 fois en même temps que lui. Laisser la possibilité de recommencer.	6 séquences consécutives seul = 3 3 séquences consécutives seul = 2 Capable seul mais y parvient avec l'exemple de l'examinateur = 1 Incapable de faire 3 séquences correctes, même avec aide = 0	
5 – EPREUVE DES CONSIGNES CONFLICTUELLES		
Demander au patient de taper 1 fois lorsque vous tapez 2 fois et vice-versa suivant la séquence : 1-1-2-1-2-2-2-1-1-1-2	Aucune erreur = 3 Seulement 1 ou 2 erreurs = 2 Plus de 2 erreurs = 1 Reproduit séquence examinateur = 0	
6 – EPREUVE DE GO/NO-GO		
Demander au patient de taper 1 fois quand l'examinateur tape 1 fois et ne pas taper lorsque l'examinateur tape 2 fois. Séquence : 1-1-2-1-2-2-2-1-1-1-2	Aucune erreur = 3 Seulement 1 ou 2 erreurs = 2 Plus de 2 erreurs = 1 Perdu ou suit rythme examinateur = 0	
	TOTAL	

Brief Balance Evaluation Systems Test (BESTest)

N° Sujet : Date :

Consigne	Notation	Essai	Note
SECTION 1 : CONTRAINTES BIOMECANIQUES → Force latérale tronc/hanches			
Test du maintien sur une jambe, l'autre levée sur le côté, pendant 10 secondes. Effectuer le test sur chaque jambe, conserver la note la plus basse entre les deux.	10 secondes tronc vertical = 3 10 secondes tronc non-vertical = 2 test réussit seulement sur une jambe = 1 Ne peut lever une hanche = 0	Jambe gauche	
		Jambe droite	
SECTION 2 : LIMITES DE STABILITE → Fonctional Reach Test en avant			
Test de se pencher en avant, bras tendu sans lever les talons. Vérifier que le patient ne lève pas ses talons, 2 essais autorisés, relever la meilleure performance.	Avancée de 32 cm ou + = 3 Avancée entre 16,5 et 32 cm = 2 Avancée de 16,5 cm ou - = 1 Pas d'avancée mesurable = 0	Essai 1	
		Essai 2	
SECTION 3 : AJUSTEMENTS POSTURAUX ANTICIPES → Tenir debout sur une jambe			
Test du lever d'une jambe vers l'arrière pendant 30 secondes. 2 essais autorisés, arrêter le temps si la jambe tendue en arrière retombe au sol ou touche l'autre jambe.	Stabilité > à 20 secondes = 3 Mouvement du tronc OU stabilité comprise entre 10 et 20 secondes = 2 Stabilité < à 10 secondes = 1 personne incapable = 0	Essai 1	
		Secondes	
		Note	
		Essai 2	
		Secondes	
		Note	
SECTION 4 : REPONSE POSTURALE REACTIVE → Pas compensatoire latéral			
Test de rattrapage d'équilibre sur le côté. La personne a le droit de faire des pas. Notez la plus faible performance	Rattrapage correct avec un seul pas latéral ou croisé = 3 Se rattrape seul mais avec plusieurs pas = 2 Fait des pas mais a besoin d'aide pour ne pas tomber = 1 Pas de pas OU chute = 0	Côté droit	
		Côté gauche	
SECTION 5 : ORIENTATION SENSORIELLE → Posture debout, yeux fermés sur mousse			
Maintien postural sur de la mousse/ 2 essais autorisés, le patient peut faire une pause entre les deux. Conserver la meilleure performance.	Stable 30 secondes = 3 Instable 30 secondes = 2 Tient moins de 30 secondes = 1 Instable tout le temps = 0	Essai 1	
		Essai 2	
SECTION 6 : STABILITE AU COURS DE LA MARCHE → Timed Up and Go			
Personne assise. Test de l'aller-retour avec demi-tour. Mesurer le temps, démarrer le chronomètre lorsque le dos quitte le dossier, l'arrêter lorsque les fessiers touchent le siège au retour.	Rapide et stable (durée < 11 secondes) = 3 Lent et stable (durée > 11 secondes) = 2 Rapide et instable (durée < 11 secondes) = 1 Lent et instable (durée > 11 secondes) = 0		
		TOTAL	

Mesures anthropométriques

Longueur du pied (cm) : Taille (cm) :

Longueur du membre inférieur (cm) : Poids (kg) :

Pied dominant :

Essai de marche sur le tapis roulant

Vitesse de marche ($m.s^{-1}$) : …….. Nombre de pas : ……..
Jambe gauche : centrale n° ……..
Jambe droite : centrale n° ……
Thorax : centrale n° ……

Remarques (si besoin) :
……
……
……
……

Essais de maintien de la posture (sur les plateformes de force)

Essai 1 (yeux ouverts) **Nom de l'essai : N°Sujet-InitialesSujet_POS_YO**
Remarque (si besoin) :
……
……..……

Essai 2 (yeux fermés) **Nom de l'essai : N°Sujet-InitialesSujet_POS_YF**
Remarque (si besoin) :
……
……..……

Pas volontaire **Nom de l'essai : N°Sujet-InitialesSujet_VOL**

N° Sujet : Date :

N°	Séquence d'essais	Remarque (si besoin)
1	DD	
2	DC	
3	GC	
4	GC	
5	DD	
6	GG	
7	DC	
8	DC	
9	DD	
10	GC	
11	GG	
12	GG	
13	DD	
14	DC	
15	GC	
16	GG	

Pas protectif (config 5) **Nom de l'essai : N°Sujet-InitialesSujet_PRO**

N° Sujet : Date :

N°	Séquence d'essai	Remarque (si besoin)
1	AA long (2)	
2	AD court (1)	
3	AA court (1)	
4	AG long (2)	
5	AG court (1)	
6	AA long (2)	
7	AG court (1)	
8	AD long (2)	
9	AD long (2)	
10	AA court (1)	
11	AA court (1)	
12	AG long (2)	
13	AD court (1)	
14	AD long (2)	
15	AA long (2)	
16	AG court (1)	
17	AG long (2)	
18	AD court (1)	

Annexe 6 : Fiche de suivi

Titre de l'étude : « **Capacités d'équilibration, capacités sensorimotrices et risque de chute chez les personnes âgées** ».
Numéro de sujet : …….

Nous vous demandons de rapporter dans ce calendrier les différentes chutes que vous auriez pu faire après votre participation à notre projet de recherche. Pour vous aider à identifier cet évènement, nous vous rappelons ce qui est considéré comme une chute :

- Un **évènement où vous avez perdu votre équilibre et n'avez pas réussi à vous rattraper**, vous retrouvant « un niveau plus bas » que la position souhaitée, **dans une situation a priori sans danger de chute**, c'est-à-dire qui n'est pas propice au risque de chute. Exemple de situation propice au risque : une piste de ski.
- Cet évènement est survenu **de manière involontaire** : ainsi s'assoir dans un siège n'est pas une chute car votre intention de « descendre d'un niveau » est volontaire.
- Un évènement **qui n'est pas la conséquence d'une (un)** : bousculade, perte de conscience ou malaise, paralysie, Accident Vasculaire Cérébral.

Merci de bien vouloir cocher la case correspondante dans le tableau de chute et expliquer rapidement les circonstances et conséquences s'il y a eu une chute. Si plusieurs chutes surviennent au cours d'un même mois, merci de bien vouloir indiquer leur nombre dans la case « circonstances ».

ANNEE 2015	AVEZ-VOUS CHUTE ?	CIRCONSTANCES
JANVIER	OUI ☐ NON ☐	
FEVRIER	OUI ☐ NON ☐	
MARS	OUI ☐ NON ☐	
AVRIL	OUI ☐ NON ☐	
MAI	OUI ☐ NON ☐	
JUIN	OUI ☐ NON ☐	
JUILLET	OUI ☐ NON ☐	

Annexe 7 : Echelle d'activité physique PASE

Nom du patient : Date :

Consignes à l'investigateur : Les réponses aux questions commençant par « Durant les 7 derniers jours » peuvent être : « jamais » (0 jour, score = 0), « rarement » (1-2 jours, score = 1), « souvent » (3-4 jours, score = 2), « la plupart du temps » (5 à 7 jours, score = 3). Les réponses aux questions commençant par « En moyenne » peuvent être : « moins d'1 heure/ semaine » (score = 1), « entre 1 et 2 heures » (score = 2), « entre 2 et 4 heures » (score = 3), « plus de 4 heures » (score = 4). Pour la question sur les catégories (13c) : le score correspond au numéro de la catégorie.

	Question	Réponse	Score
1a	Durant les 7 derniers jours, combien de fois avez-vous réalisé une activité en position assise comme lire, regarder la TV ou faire des travaux manuels ?		
1b	En moyenne, combien d'heures par jour consacrez-vous à faire ces activités assises ?		
		Sous-total (score 1a x score 1b)	
2a	Durant les 7 derniers jours, combien de fois êtes-vous sortis de chez vous pour marcher, quelle que soit la raison ? Par exemple, pour vous détendre, faire de l'exercice, aller au travail, sortir le chien, marcher dans un centre commercial ou un magasin, etc.		
2b	En moyenne, combien d'heures par jour passez-vous à marcher ?		
		Sous-total (2a x 2b)	
3a	Durant les 7 derniers jours, combien de fois avez-vous pratiqué un sport ou une activité récréative légère comme le bowling, le golf avec voiturette, la pétanque, la pêche ou d'autres activités similaires ?		
3b	En moyenne, combien d'heures par jour consacrez-vous à ces sports ou ces activités récréatives légères ?		
		Sous-total (3a x 3b)	
4a	Durant les 7 derniers jours, combien de fois avez-vous pratiqué un sport ou une activité récréative modérée comme le tennis en double, la danse à deux, la chasse, du patinage ou d'autres activités similaires ?		
4b	En moyenne, combien d'heures par jours consacrez-vous à ces sports ou ces activités récréatives modérées ?		
		Sous-total (4a x 4b)	
5a	Durant les 7 derniers jours, combien de fois avez-vous pratiqué un sport ou une activité récréative intense comme le jogging, la natation, le vélo, le tennis en simple, le ski ou d'autres activités similaires ?		
5b	En moyenne, combien d'heures par jours consacrez-vous à ces sports ou ces activités récréatives intenses ?		
		Sous-total (5a x 5b)	

6a	Durant les 7 derniers jours, combien de fois avez-vous effectué des exercices qui ont pour objectif d'augmenter de manière spécifique la force musculaire ou l'endurance, comme faire de la musculation ?		
6b	En moyenne, combien d'heures par jour consacrez-vous à faire de la musculation ou d'autres activités similaires visant à augmenter les capacités physiques ?		
		Sous-total (6a x 6b)	
7	Durant les 7 derniers jours, avez-vous effectué une activité domestique légère, comme faire la poussière, laver la vaisselle ou repasser ?		
8	Durant les 7 derniers jours, avez-vous effectué une activité domestique intense, comme passer l'aspirateur, frotter le sol, nettoyer les fenêtres ou porter du bois ?		
9	Durant les 7 derniers jours, avez-vous effectué des réparations dans votre maison/appartement comme peindre, poser du papier peint, faire l'électricité, etc ?		
10	Durant les 7 derniers jours, avez-vous pris soin de votre jardin comme tondre la pelouse, enlever la neige, ramasser les feuilles, couper/fendre du bois, etc ?		
11	Durant les 7 derniers jours, avez-vous fait du jardinage en extérieur ?		
12	Durant les 7 derniers jours, vous êtes-vous occupé d'une autre personne comme un enfant, un(e) conjoint(e) dépendant(e), un(e) ami(e), ou un autre adulte ?		
13a	Durant les 7 derniers jours, avez-vous travaillé de manière rémunérée ou bénévole ?		
13b	En moyenne, combien d'heures par semaine passez-vous à travailler de manière rémunérée ou bénévole ?		
13c	Laquelle de ces catégories décrit le mieux l'activité physique totale que demande votre travail rémunéré ou votre activité bénévole ? - Catégorie 1 : « Majoritairement des activités assises » (exemples : travail de bureau, surveillant de sécurité, travail au sein d'une assemblée, conducteur de bus ou de taxi, etc). - Catégorie 2 : « Assis et/ou debout avec de la marche » (exemples : caissier, responsable dans un bureau, utilisation d'outils légers ou chaînes de montage, etc). - Catégorie 3 : « Nécessitant de marcher et de transporter des matériaux généralement plus léger que 25 kilos » (facteur, serveur dans un restaurant, travail sur un chantier, chaîne de montage, etc). - Catégorie 4 : « Nécessitant de marcher et de transporter des matériaux généralement plus lourds que 25 kilos » (exemples : bûcheron, maçon, fermier, etc)		
		Sous-total (13a x 13b x n° cat 13c)	
		TOTAL (somme des cases encadrées en noir)	

Annexe 8 : Echelle de peur de chuter ABC Scale

Nom : Date :

Consignes : Pour chacune des phrases suivantes, veuillez s'il vous plait indiquer votre degré de confiance en votre propre équilibre, en choisissant le nombre correspondant dans l'échelle ci-jointe :

0% 10 20 30 40 50 60 70 80 90 100%
Pas du tout confiant Complètement confiant

A quel degré de confiance de ne pas perdre votre équilibre ou vous retrouvez en situation de déséquilibre vous situez-vous lorsque vous…

1. … marchez autour de votre maison/appartement ? _____%
2. … montez ou descendez les escaliers ? _____%
3. … vous penchez en avant pour ramasser un objet tombé au sol juste devant vous ? _____%
4. … tentez d'attraper une boite/un bocal sur une étagère à peu près au niveau de vos yeux ? _____%
5. … vous tenez sur vos pointes de pieds pour attraper quelque chose au-dessus de votre tête ? _____%
6. … montez sur une chaise pour attraper quelque chose d'encore plus haut ? _____%
7. … balayez le sol ? _____%
8. … marchez de la maison jusqu'à votre voiture garée devant ? _____%
9. … montez ou descendez d'une voiture ? _____%
10. … marchez dans le parking d'un centre commercial ? _____%
11. … montez ou descendez une pente ? _____%
12. … marchez dans un centre commercial bondé où des personnes passent rapidement et proches de vous ? _____%
13. … êtes heurté par une personne pendant que vous marchez dans un magasin ? _____%
14. … montez ou descendez d'un escalator en tenant la rampe ? _____%
15. … montez ou descendez d'un escalator avec des sacs/paquets dans les mains qui vous empêchent de tenir la rampe ? _____%
16. … marchez dehors sur un trottoir gelé ? _____%

Merci pour votre participation !