UNIVERSITE DE REIMS CHAMPAGNE-ARDENNE

ECOLE DOCTORALE SCIENCES TECHNOLOGIES SANTE (547)

THESE

pour obtenir le grade de

DOCTEUR DE L'UNIVERSITE DE REIMS CHAMPAGNE-ARDENNE

Discipline : Mécanique des fluides, énergétique, thermique, combustion, acoustique

présentée et soutenue publiquement

par

Yannick HUARD

Le 03 Novembre 2015

Titre :

Objectivation de la stabilité en posture debout et lors du cycle de marche chez le sujet âgé autonome chuteur : apport de l'Ostéopathie

Jury

M. William BERTUCCI, MCF HDR (URCA/UFR STAPS), GRESPI (EA 4694)	**, Directeur**
M. Gérome GAUCHARD, Pr. (Univ. de Lorraine/UFR STAPS), INSERM U954, CHU de Nancy	**, Rapporteur**
M. Nicolas HOUEL, Docteur d'Université, Ecole Supérieure d'Ostéopathie (Lab. Descartes)	**, Examinateur**
Mme Malgorzata KLASS, Docteur d'Université (ULB/Faculté des Sciences de la Motricité)	**, Examinatrice**
M. Alain LODINI, Pr. (URCA/UFR SEN), LISM (EA 4695)	**, Président**
M. Fabrice MEGROT, Docteur d'Université HDR, Croix-Rouge Française (UCAMM Bois-Larris)	**, Examinateur**
M. Serge PIN, Docteur *es* Sciences, Directeur de Recherche CNRS (CEA Saclay)	**, Examinateur**
M. Abderrahmane RAHMANI, Pr. (Univ. du Maine/UFR ST), MIP (EA 4334)	**, Rapporteur**

« On ne vieillit que quand on le veut bien. »

Jules Verne

« Ils ne savaient pas que c'était impossible, alors ils l'ont fait. »

Rudyard Kipling

Remerciements

Au Président-Fondateur de l'Ecole Supérieure d'Ostéopathie (ESO-Paris SUPOSTEO), M. Roger Caporossi, Ostéopathe. Il m'est très agréable de le distinguer en premier lieu, pour sa bienveillante exigence et sa très grande implication depuis plusieurs décennies pour la reconnaissance de ce noble métier que nous exerçons au service des patients. Soyez assuré, Monsieur, de ma plus profonde admiration.

Au Directeur de cette thèse, M. William Bertucci, Maître de Conférence à l'Université de Reims-Champagne Ardenne et Chercheur au Groupe de Recherche en Sciences de l'Ingénieur (GRESPI – EA 4694). Je lui exprime ici mon extrême reconnaissance pour son encadrement, son respect des choix et orientations des différents travaux expérimentés dans un domaine novateur, l'Ostéopathie, et bien évidemment son soutien tout au long de ces années. Recevez, Monsieur, le témoignage de ma respectueuse reconnaissance.

Aux Rapporteurs de ce travail, Messieurs les Professeurs Gérome Gauchard et Abderrahmane Rahmani. Ils ont accepté de donner de leur temps précieux afin d'évaluer et rapporter consciencieusement ce travail expérimental. Je leur sais extrêmement gré des remarques pertinentes exprimées sur cet écrit dans le but d'en améliorer la précision et la compréhension. Soyez assurés, Messieurs, de ma respectueuse gratitude.

Aux autres membres du Jury de Thèse, Mme Malgorzata Klass et Ms. Nicolas Houel, Alain Lodini, Fabrice Mégrot et Serge Pin qui ont accepté de juger ce travail. Recevez, Madame et Messieurs, tous mes sincères remerciements. Je souhaite distinguer M. Nicolas Houel pour son aide précieuse dans l'analyse des données de l'AQM et Ms. Alain Lodini et Serge Pin pour leur soutien indéfectible au cours de la réalisation de ce travail. Recevez, Messieurs, l'expression de ma respectueuse considération.

Aux personnes qui m'ont suivi et fait confiance dans cette aventure. Mesdames et Messieurs les patients de la clinique d'ESO-Paris, vous êtes bien plus que des sujets d'étude, sans vous rien n'aurait été possible. Chers collègues, amis, membres du personnel et étudiants d'ESO-Paris, je vous remercie pour vos marques d'intérêt et de sympathie pour ce travail depuis son commencement. Recevez, Mesdames et Messieurs, le témoignage de mes chaleureux remerciements.

A mes parents et mon frère, ma sœur et leur famille. A mes amis intimes. Vos pensées bienveillantes me vont droit au cœur. Merci à vous.

Aux sources mêmes de ma propre stabilité qui démontrent chaque jour que l'amour se multiplie. Vous êtes en tous points remarquables et précieux : Aurélia, Nathan, Salomé.

…Et bien entendu à Madonna.

Résumé

Les troubles de la stabilité demeurent fréquents chez la personne âgée. La chute en est l'illustration principale avec des conséquences néfastes sur l'autonomie de la personne âgée concernée.

Trois essais randomisés successifs ont été menés afin de tenter d'identifier les variables distinguant le sujet âgé autonome chuteur du sujet âgé autonome non-chuteur et d'analyser l'incidence d'un traitement ostéopathique sur le sujet âgé autonome chuteur.

La 1ère étude concerne 33 sujets répartis en deux groupes : 15 chuteurs (68,3 ± 2,7 ans) et 18 non-chuteurs (67,7 ± 2,5 ans). Dans cette étude, les trois paramètres stabilométriques X-moyen, Y-moyen et Longueur en fonction de la Surface ainsi que les trois tests cliniques Functional Reach Test, Station Unipodale et Timed Get Up & Go permettent de distinguer les deux populations ($p < 0,05$). Le traitement ostéopathique améliore les caractéristiques évaluées des sujets chuteurs au point qu'elles ne sont plus significativement différentes de celles des sujets non-chuteurs après traitement.

La 2ème étude concerne 40 sujets chuteurs lombalgiques répartis en deux groupes : 20 recevant un traitement ostéopathique (69,5 ± 3,9 ans) et 20 ne le recevant pas (69,9 ± 3,4 ans). Cette étude permet d'identifier que la mobilité lombaire est restreinte chez le sujet âgé chuteur et que le traitement ostéopathique améliore l'amplitude de mouvement lombaire juste après le traitement ainsi qu'à sept jours ($p \leq 0,01$). De plus, il existe une diminution de la douleur chez les sujets âgés chuteurs ayant reçu le traitement ostéopathique ($p < 0,01$).

La 3ème étude concerne 34 sujets répartis en deux groupes : 17 chuteurs (71,3 ± 3,5 ans) et 17 non-chuteurs (71,5 ± 4,2 ans). Dans cette étude, les quatre variables cinématiques Vitesse de marche, Amplitude de hanche, Amplitude de genou et Amplitude de cheville permettent de distinguer les deux populations ($p \leq 0,04$). Le coefficient de détermination R^2 ainsi que le Gait Variability Index confirment cette distinction. Le traitement ostéopathique améliore les caractéristiques évaluées des sujets chuteurs au point qu'elles ne sont plus significativement différentes de celles des sujets non-chuteurs après traitement.

Mots-clés : Stabilité – Personne âgée autonome – Ostéopathie – Stabilométrie – Capteurs inertiels – Analyse Quantifiée de la Marche

Abstract

Balance disorders remain frequently in the elderly. The fall is the main illustration of balance disorders, with adverse consequences on the autonomy of the elderly that are concerned.

Three successive randomized trials have been conducted to try to identify the parameters distinguishing the “fallers autonomous elderly” from the “non-fallers autonomous elderly” and to analyze the impact of an osteopathic treatment on fallers autonomous elderly.

The 1st study concerns 33 elderly patients divided into two groups: 15 fallers (68,3 ± 2,7 years) and 18 non-fallers (67,7 ± 2,5 years). In this study, the three stabilometric parameters X-medium, Y-medium, Length According to Surface and the three clinical tests Functional Reach Test, Unipodal Support and Timed Get Up & Go distinguish the two populations (p < 0,05). Moreover, the osteopathic treatment improves the evaluated characteristics of fallers elderly, at the point that, after treatment, they are no longer significantly different from those of non-fallers elderly.

The 2nd study concerns 40 fallers and lombalgic elderly divided into two groups: 20 receiving an osteopathic treatment (69,5 ± 3,9 years) and 20 without the osteopathic treatment (69,9 ± 3,4 years). This study identifies that the lumbar mobility is restricted for every fallers elderly and the osteopathic treatment improves the lumbar motion just after the treatment, as well as seven days after it ($p \leq 0,01$). Moreover, there is a decrease of pain for fallers elderly who received the osteopathic treatment ($p < 0,01$).

The 3rd study concerns 34 elderly patients divided into two groups: 17 fallers (71,3 ± 3,5 years) and 17 non-fallers (71,5 ± 4,2 years). In this study, the four cinematic parameters Gait speed, Hip amplitude, Knee amplitude and Ankle amplitude distinguish the two populations ($p \leq 0,04$). The coefficient of determination R^2 and the Gait Variability Index confirm that distinction. Once again, the osteopathic treatment improves the evaluated characteristics of fallers elderly, at the point that, after treatment, they are no longer significantly different from those of non-fallers elderly.

Key-words: Balance – Autonomous elderly – Osteopathy – Stabilometry – Inertial sensors – Quantitative Gait Analysis

Publications et communications

Huard Y. *Osteopathic advice and treatment in helping the elderly recover from falls to lead full, independent and active lives*. 19th Symposium of the National Osteopathic Archive History Society. London: March **2015**.

Huard Y. *Osteopathic treatment to prevent the risk of falling: results of a randomized controlled trial in elderly population*. Symposium of the British School of Osteopathy. London: July **2013**.

Huard Y. Gait disturbance in the elderly: Contribution of an osteopathic treatment. *American Academy of Osteopathy Journal* **2013**;23(1):40-2.

Huard Y., Bertucci W. Stabilometric platform as a diagnosis support for pain? Example of chronic low back pain. *American Academy of Osteopathy Journal* **2013**;23(1):44-5.

Huard Y. The stabilometric platform as a measuring instrument. *American Academy of Osteopathy Journal* **2012**;22(4):47-50.

Huard Y. Osteopathic treatment of chronic gonalgia in the elderly: changes in pain and posture. *American Academy of Osteopathy Journal* **2012**;22(4):52-3.

Huard Y. Posture and chronic gonalgia in the elderly: contribution of osteopathic treatment. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering* **2012**;15(S1):377-8.

Huard Y. *Trouble de la marche du sujet âgé sédentaire – apport du traitement ostéopathique*. Symposium « Ostéopathie et transdisciplinarité » sous la présidence d'Yves Coppens. Paris: Mai **2012**.

Huard Y., Bertucci W. Posture and lumbago: does a stabilometric platform help in identifying pain? *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering* **2011**;14(S1):197-8.

Sommaire

Remerciements **3**

Résumé **4**

Abstract **5**

Publications et communications **6**

Sommaire **7**

Liste des annexes **9**

Chapitre 1 : Introduction Générale **10**

1. Introduction Générale 11

1.1 Contexte de la recherche 11

1.2 Objectifs de la thèse 12

Chapitre 2 : Etat de l'Art **14**

2. Etat de l'Art 15

2.1 Stabilité en posture debout chez l'Homme 15

2.1.1 Critères de performance 15

2.1.2 Evolution avec l'âge 17

2.2 Stabilité en mouvement chez l'Homme 20

2.2.1 Critères de performance 20

2.2.2 Evolution avec l'âge 27

2.3 Profil du chuteur 31

2.3.1 En stabilométrie 31

2.3.2 A l'aide de capteurs inertiels 33

2.3.3 Par un système de capture de mouvement optoélectronique 34

Chapitre 3 : Matériel et Méthodes **36**

3. Matériel et Méthodes 37

3.1 Plateforme de stabilométrie 37

3.1.1 Généralités 37

3.1.2 Variables étudiées 38

3.2 Capteurs inertiels 41
3.2.1 Généralités 41
3.2.2 Variables étudiées 42
3.3 Système de capture de mouvement optoélectronique 44
3.3.1 Généralités 44
3.3.2 Variables étudiées 45
3.4 Le traitement ostéopathique 50
3.4.1 Généralités 50
3.4.2 Mode d'action du traitement ostéopathique 51
Chapitre 4 : Résultats cliniques 55
4. Résultats cliniques 56
4.1 Apport de la stabilométrie pour les mesures de stabilité debout 56
4.1.1 Objectifs de l'étude 56
4.1.2 Protocole suivi 57
4.1.3 Analyse statistique 59
4.1.4 Résultats obtenus 60
4.1.5 Discussion 69
4.2 Apport des capteurs inertiels pour la mesure de la mobilité lombaire 74
4.2.1 Objectifs de l'étude 74
4.2.2 Protocole suivi 75
4.2.3 Analyse statistique 76
4.2.4 Résultats obtenus 77
4.2.5 Discussion 85
4.3 Apport du système optoélectronique pour l'analyse quantifiée de la marche 88
4.3.1 Objectifs de l'étude 88
4.3.2 Protocole suivi 88
4.3.3 Analyse statistique 89
4.3.4 Résultats obtenus 90
4.3.5 Discussion 99
Chapitre 5 : Conclusion Générale 102
Références Bibliographiques 109

Liste des annexes

Annexe I : .....Formulaire de consentement éclairé

Annexe II : ..... Etude stabilométrique – données

Annexe III : ..... Etude capteurs inertiels – données

Annexe IV : ..... Etude système optoélectronique – données

Chapitre 1 : Introduction Générale

1. Introduction Générale

Ce premier chapitre illustre le contexte dans lequel la recherche a été menée afin d'en comprendre les objectifs généraux et scientifiques. Sont également présentés les enjeux d'une telle recherche en matière de Santé Publique.

1.1 Contexte de la recherche

Selon les dernières projections démographiques de l'Institut National de la Statistique et des Etudes Economiques (INSEE)[1], en 2050, la France métropolitaine compterait entre 61 et 79 millions d'habitants et ce, quelle que soit l'hypothèse retenue (de fécondité, de mortalité ou de migrations). D'après le « scénario central », qui prévoit la poursuite des tendances démographiques les plus récentes, la France métropolitaine compterait 70 millions d'habitants en 2050, soit près de 10 millions de plus qu'en 2005. De plus, la même année, près d'un habitant sur trois aurait 60 ans et plus (un sur cinq en 2005). Enfin, la France compterait alors environ sept habitants âgés de 60 ans ou plus pour dix habitants âgés entre 20 et 59 ans (ratio multiplié par deux en 45 ans) : la proportion de personnes d'âges actifs diminuerait.

La population vieillissant, se préoccuper de l'évolution de l'état de santé de ses concitoyens devient une nécessité sanitaire.

La Direction de la Recherche, des Etudes, de l'Evaluation et des Statistiques (DREES)[2], dans son rapport en 2011, rappelle que les troubles de la marche sont fréquents chez les personnes âgées. Ce fait est confirmé par les différents rapports dirigés par la Haute Autorité de Santé (HAS), que ce soit par le biais de la Société Française de Documentation et de Recherche en Médecine Générale[3] ou de la Société Française de Gériatrie et Gérontologie[4].

Entre 1997 et 2002, une importante enquête menée aux USA par le National Center for Health Statistics[5] conclut que chez une population de personnes âgées de 65 à 74 ans, un tiers signale des difficultés pour marcher 400 mètres. Après 85 ans, ce sont deux tiers qui expriment ces difficultés.

Les troubles de la marche sont d'une part fréquents, mais d'autre part, ils préfigurent un risque accru d'événements pénibles chez les personnes âgées. Primo, comme le rappelle l'American Geriatrics Society, les troubles de la marche sont un des principaux facteurs de risque de chute[6]. Ce risque est triplé chez une personne âgée présentant des troubles de la

marche. Secundo, les troubles de la marche annoncent un risque accru d'hospitalisation et de décès[7]. En effet, d'après Cesari *et al*.[8], une vitesse de marche inférieure à 1 m/sec accroitrait les risques d'hospitalisation (de 50%) et de décès (de 60%), dans les cinq ans. Tertio, aux troubles de la marche s'ajoute un risque accru d'apparition de troubles cognitifs et un déclin fonctionnel (Verghese et al.[9]). Plus précisément, la mémoire, la vigilance, la conscience, l'anticipation, l'initiation, la coordination et la décision sont des exemples de fonctions cognitives qui s'associent à l'intégration d'informations à la fois sensorielles et motrices pour permettre le cycle de marche le plus adapté, voire le plus équilibré. Cette interrelation est perturbée progressivement chez la personne âgée (Scherder *et al*.[10], Yogev-Seligmann *et al*.[11]).

Ainsi, à la lumière de ces arguments, il apparaît plus que nécessaire d'évaluer les risques prédictifs de chute chez la personne âgée qui est encore autonome, avant que celle-ci n'aggrave sa situation.

1.2 Objectifs de la thèse

Lors du vieillissement, les structures et les fonctions de l'organisme humain ont tendance à s'altérer. Les exemples les plus connus concernent l'atrophie des muscles et la déminéralisation des os. Bien que d'autres phénomènes puissent être évoqués, il résulte déjà de ces deux exemples une baisse de la qualité de la stabilité et une perte de force musculaire, qui sont sources d'augmentation du risque de chutes, phénomènes déjà évoqués il y a plus de vingt ans (Blanke et Hageman[12]) et confirmés depuis (Byrne *et al.*[13]). Des facteurs comportementaux et environnementaux s'ajoutent à ce phénomène, telles que la peur de tomber et la mauvaise appréhension de l'environnement proche, comme le synthétisent Alexander et Goldberg[14]. Ceci entraine une perte progressive de l'autonomie de la personne âgée.

Cette situation justifie la nécessité de comprendre les conséquences du processus de vieillissement, sur le plan physiologique et mécanique.

Notre étude s'appuie sur l'Etat de l'art actuel (chapitre 2) afin de répertorier les critères de performance et l'évolution avec l'âge de la stabilité, tant sur le plan de la posture debout que lors du cycle de marche et de tenter d'identifier ce qu'est le « profil » du chuteur âgé autonome.

De plus, notre étude se fonde sur trois expérimentations menées successivement dans une population de sujets âgés autonomes, chuteurs et non-chuteurs : la première concernant l'analyse de la stabilité debout, la deuxième, l'analyse de la mobilité lombaire et la troisième, l'analyse quantifiée de la marche, avant et après traitement ostéopathique (chapitres 3 et 4) afin de regrouper le plus d'informations et d'étayer l'argumentation.

Le but principal de la thèse est de proposer une objectivation de la stabilité en posture debout et en mouvement (cycle de marche) de la personne âgée autonome. L'objectif qui en découle est de tenter de référencer un profil « de chuteur » pour cette population particulière, avant qu'elle ne perde éventuellement son autonomie.

Enfin, l'objectif parallèle de la thèse est d'évaluer l'apport de l'Ostéopathie dans l'amélioration des critères observés chez le sujet âgé autonome chuteur.

Chapitre 2 : Etat de l’Art

2. Etat de l'Art

Ce chapitre concerne la revue des connaissances actuelles dans le domaine de l'analyse de la stabilité. En physique, l'état d'équilibre d'un solide est obtenu lorsqu'il est soumis à deux forces verticales qui s'annulent : l'action de sa pesanteur et la réaction du plan sur lequel il est situé. Même debout sans bouger, l'être humain cherche à se stabiliser, ce que nous verrons ici. Ainsi, la notion d'équilibre n'est pas appropriée. En effet, nous substituons au terme « équilibre », communément utilisé par abus de langage médical, le terme « stabilité », qui s'applique bien mieux à l'organisme humain.

En premier lieu, nous évoquons la stabilité en posture debout, afin d'en comprendre les critères de performance et l'évolution avec l'âge. Ensuite, est abordé la stabilité en mouvement, illustré par le cycle de marche, selon les mêmes modalités. Enfin, la spécificité de l'instabilité du chuteur permet d'illustrer les zones de mobilité à évaluer et surveiller dans l'organisme humain.

2.1 Stabilité en posture debout chez l'Homme

2.1.1 Critères de performance

Parmi de nombreux articles et ouvrages sur le sujet, la littérature scientifique (Amblard[15], Bricot[16], Duval-Beaupère et Legaye[17], Fearing[18] et Gagey[19,20]) définit dans son ensemble la stabilité comme le maintien de la projection du centre de gravité à l'intérieur du polygone de sustentation (surface d'appui des pieds au sol – Figure 1). Ainsi, lorsque cette projection se situe en dehors de cette surface, il y a instabilité forte et, potentiellement, risque de chute.

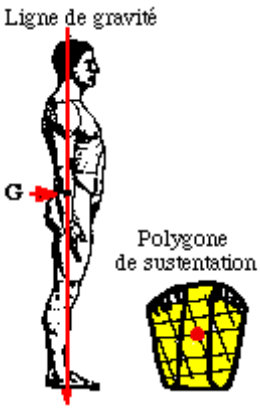

Figure 1 : projection du centre de gravité (Gineste-Marescotti, 2006)
Le polygone de sustentation est représenté au sol par la surface des deux pieds et la surface interpodale (en jaune)

Chez le sujet sain, le système postural est extrêmement fin, permettant, en position statique debout, que la surface au sol ne dépasse pas 200 mm^2. Ainsi, la stabilité en position debout « immobile » correspond à l'action d'un pendule inversé, oscillant autour d'un axe de quatre degrés (Figure 2).

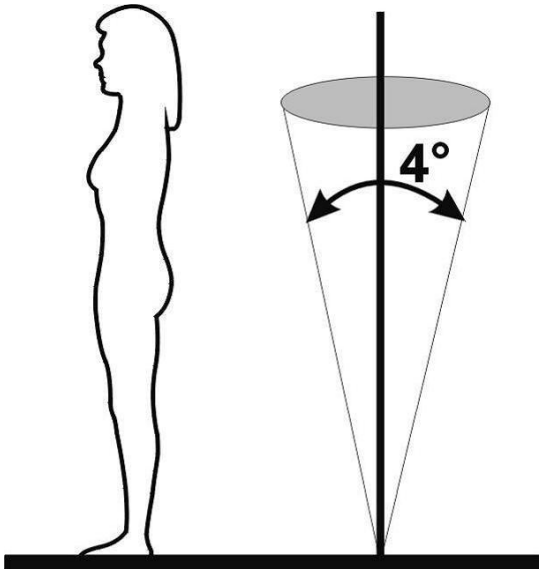

Figure 2 : axe oscillant de 4° (d'après l'auteur, 2010)

Grâce à l'analyse de la posture sur une plateforme de force, ces mouvements oscillants sont quantifiés. En effet, la plateforme enregistre les déplacements du centre de pression (CdP) dans un repère orthonormé, correspondant aux points d'application successifs de la résultante des forces de réaction au sol : le CdP est le barycentre des forces de réaction verticales réparties sur toute la surface pieds-sol (Duarte *et al.*[21], Farenc *et al.*[22]). Les déplacements du CdP sont nécessaires pour le contrôle des mouvements horizontaux du centre de gravité (CdG). Ainsi, les mouvements du CdP stabilisent le CdG et les variations de ces mouvements renseignent sur la dynamique du système postural (Gagey *et al* .[23], Baratto *et al*.[24]).

Comme souvent énoncé (Gagey *et al*. [25], Fitzpatrick *et al.*[26]), la stabilité dépend de trois grands facteurs : les récepteurs sensoriels, les centres nerveux et les effecteurs musculaires. Ainsi, le corps humain capte des informations sur son environnement et son fonctionnement interne, les analyse, les hiérarchise et enfin restitue par des actions motrices sur les muscles une adaptation à ces informations en temps réel et en continu.

Ainsi, même le sujet debout au repos n'est jamais en équilibre, mais se stabilise. Il cherche à revenir sans cesse à sa position d'équilibre sans parvenir à y rester. La gravité et la résistance

au sol produisent des forces, dont les résultantes égales et opposées agissent sur sa masse corporelle. Ces forces s'appliquent respectivement à son CdG et à son CdP (Winter *et al*.[27]). L'équilibre serait atteint si ces deux points étaient alignés sur une même verticale, ce qui n'arrive jamais. En revanche, le sujet peut se stabiliser (Figure 3), soit en orientant sa posture du haut vers le bas (tactique dite du CdG : de la tête vers les pieds), soit en régulant sa posture du bas vers le haut (tactique dite du CdP : des pieds vers la tête).

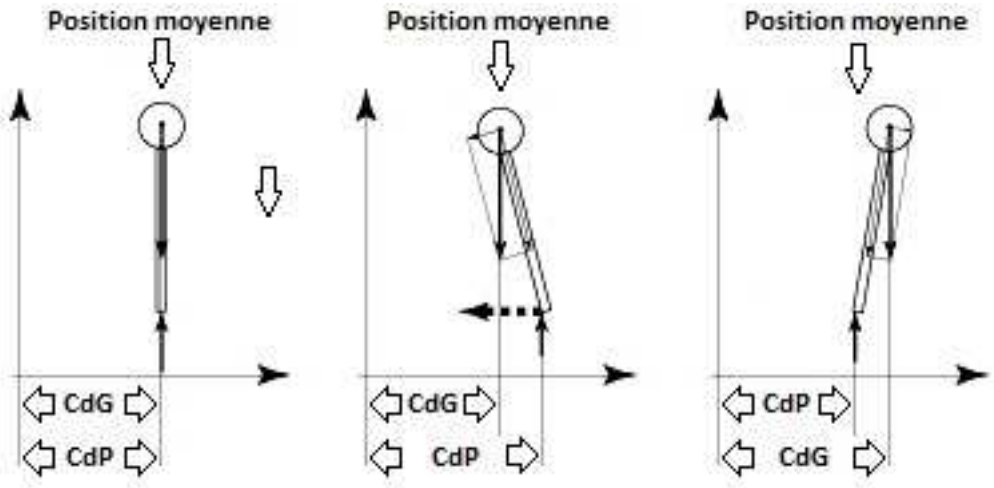

Figure 3 : le contrôle du pendule inversé (Gagey, 2008)

Il est fondamental de noter dès à présent que ce processus complexe nécessite en tout premier lieu l'intégrité des structures de l'organisme et de leur fonction. Ainsi, on peut légitimement s'attendre, par exemple, à ce qu'une perturbation dans l'amplitude d'une articulation du corps humain (une telle perturbation est appelée une « dysfonction » dans la sémantique ostéopathique) provoque un dérèglement de l'alignement vertical escompté. En effet, le corps humain cherche toujours à s'adapter ou à compenser, ce qui suppose une réorganisation pour permettre le maintien de la stabilité.

2.1.2 Evolution avec l'âge

2.1.2.1 Perception sensorielle

Comme évoqué plus haut, la stabilité dépend déjà de l'intégration des informations sensorielles. Cela permet à chaque individu d'interpréter l'environnement sensoriel dans lequel il évolue. Dès que cet environnement est modifié, une pondération a lieu sur les capteurs sensoriels, afin de réguler la position du CdG en réponse à cette modification.

En position debout, dans des conditions classiques de stabilité, le sujet en bonne santé utilise environ 70% d'informations provenant des muscles, des articulations et des tendons,

20 % d'informations vestibulaires et 10% d'informations visuelles pour réguler sa posture (Berthoz[28]).

Dans le cas où le support devient instable (mousse plantaire, surface mobile…), l'incidence relative des différentes informations sensorielles est réévaluée. Comme ce sont en priorité les informations musculaires, articulaires, tendineuses et tactiles plantaires qui sont perturbées, le système nerveux central va porter plus d'attention aux informations provenant du vestibule et de l'œil. D'ailleurs, c'est ce qui explique pourquoi l'altération d'une voie sensorielle n'entraîne pas forcément une dégradation totale du contrôle postural. Systématiquement, une compensation sensorielle intermodale s'exerce.

Par ailleurs, les auteurs s'accordent sur le fait que les personnes âgées sont très affectées par la suppression ou la simple réduction de certains canaux sensoriels (Teasdale *et al*.[29], Simoneau *et al.*[30], Woollacott[31], Teasdale et Simoneau[32], Hatzitaki *et al*.[33]). De plus, le moindre conflit entre deux informations sensorielles leur est préjudiciable pour le maintien de leur stabilité (Sundermier *et al.*[34], Matheson[35], Horak et Hlavacka[36]).

Les adultes plus jeunes s'adaptent nettement plus rapidement aux variations sensorielles (Brown *et al*.[37], Mollard *et al.*[38]). La modification ponctuelle d'informations visuelles, comme fermer les yeux quelques secondes (Hernandez *et al*.[39]) ou proprioceptives musculaires, comme la modification du sol sur lequel on marche (Gauchard *et al*.[40]), provoque un changement de perception de l'environnement que le système nerveux central doit analyser (Nashner et McCollum[41], Nieoullon [42]).

La moindre modification du contexte sensoriel provoque obligatoirement une séquence d'adaptation (Bar-Shalita et Parush[43]) : si un vecteur d'informations est perturbé, la personne âgée a beaucoup plus de difficultés à utiliser rapidement les autres informations disponibles. Ceci est l'illustration d'une limitation de la capacité des centres nerveux à intégrer les informations sensorielles, comme le rappelle en 1991 Teasdale *et al.*[44].

De plus, il est cliniquement observé chez les personnes âgées une diminution de la sensibilité périphérique générale (au niveau des muscles, tendons, ligaments…), qui s'illustre par une baisse de leur perception de leur corps dans l'espace. Ceci explique la difficulté pour elles d'intégrer continuellement les différentes informations sensorielles (Teasdale *et al.*1993[45]).

2.1.2.2 Processus cognitifs

Le contrôle postural est programmé au niveau du système nerveux central et se fonde sur un modèle interne de référence (appelé schéma corporel). Cette représentation permet l'utilisation cohérente de la réponse motrice dans le maintien de la posture (régulation posturale statique qui s'apparente à l'élaboration d'un mouvement dans la phase dynamique). Ce modèle interne prend en considération les informations apportées par les différents capteurs sensoriels et réactualise la référence, de manière permanente, en fonction de ces informations.

En position statique debout, le contrôle de la stabilisation posturale met en jeu le cervelet et le thalamus (détection) ainsi que le cortex pariétal (construction du modèle interne). Les oscillations posturales (illustration de l'instabilité globale du système) sont interprétées par le système nerveux central comme des écarts à la position de référence.

Selon Riley *et al.*[46], il semble que ces oscillations posturales permettent au système nerveux central d'établir les limites de stabilité du corps. Ainsi, le contrôle postural s'effectue à deux niveaux : un niveau supérieur de référence (le système nerveux central) et un niveau inférieur de contrôle (les capteurs sensoriels). Ce dernier, sous la dépendance du premier, régule la posture en fonction des nouvelles contraintes environnementales, comme le rappellent Massion *et al.*[47,48].

Or, les capacités de traitement des informations sont limitées et requièrent une démarche attentionnelle : ce sont des processus dits cognitifs (Woollacott *et al*.[49], Vuillerme[50]). La mobilisation de ces processus est très dépendante de l'âge (Shumway-Cook et Woollacott[51], Lacour *et al.*[52]).

L'instabilité posturale chez la personne âgée est la conséquence d'une insuffisance de l'attention dédiée au contrôle de la posture lorsque cette personne a une deuxième tâche à accomplir (converser, par exemple). Cette instabilité provient d'une augmentation des temps de réaction et d'une réduction modérée des performances mnésiques liées au vieillissement (notamment pour l'acquisition d'informations nouvelles).

2.1.2.3 Activité musculaire

Les effecteurs musculaires sont utilisés pour traduire en temps réel la volonté d'adaptation de la posture de la part du système nerveux central.

L'incidence majeure du vieillissement sur les tissus se caractérise par l'augmentation des graisses (sauf au niveau sous-cutanée) et une atrophie des muscles (en commençant par le tronc et les extrémités), selon Rubenstein *et al.*[53]. Ceci engendre une perte progressive de tonus, de force, d'agilité et d'endurance. Parallèlement, la calcification des ligaments et l'érosion des cartilages fragilisent les articulations (soit par ossification, soit à l'inverse par hyperélasticité). Les os, eux-mêmes, subissent des changements structuraux que l'on nomme ostéoporose (le raccourcissement des os rachidiens provoque une réduction de taille de 15 à 50 mm). La perte d'élastine cause la perte de tonicité de la peau.

De plus, on constate après 60 ans une diminution de la vitesse de conduction nerveuse ainsi qu'une diminution des réflexes ostéo-tendineux (Anker *et al.*[54]). La perte associée de sensibilité engendre une altération de l'interprétation de l'environnement et de la perception de son propre corps dans l'espace. C'est la raison pour laquelle, les personnes âgées adoptent plus fréquemment une stratégie de CdG (en mobilisant leurs hanches pour se stabiliser) en réponse à un déficit des afférences périphériques (Briançon *et al.*[55]).

2.2 Stabilité en mouvement chez l'Homme

2.2.1 Critères de performance

2.2.1.1 Cycle de marche

Comme le rappelle l'Observatoire du mouvement[56], la marche bipède est le modèle de locomotion naturel de l'être humain. Elle lui confère la capacité de maintenir sa stabilité debout (faire un pas pour ne pas chuter) ainsi que la propulsion (faire un pas pour rejoindre).

Historiquement, dès 1884, Marey et Demeny ont été les premiers à étudier la biomécanique de l'être humain lors de la marche, de la course et du saut. A l'aide d'un chromographe, ils ont « modélisé » le cycle de la marche pour la première fois (Figure 4).

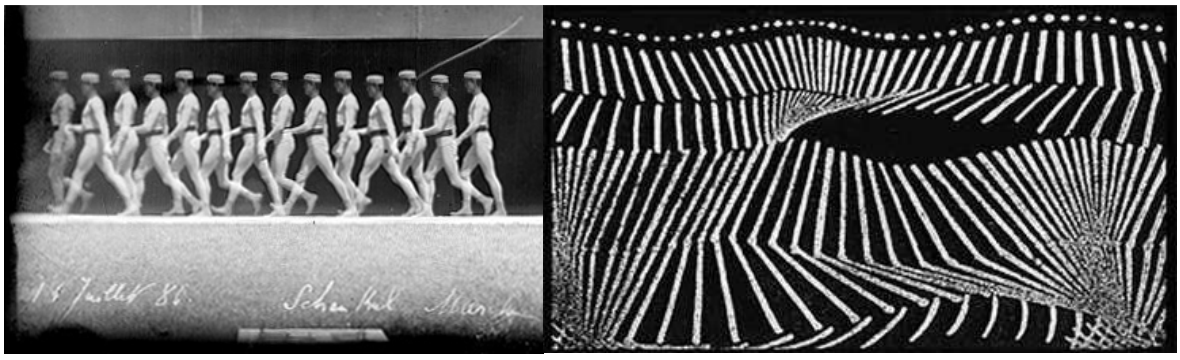

Figure 4 : analyse cinématique de la marche humaine (Marey, 1884 et 1886)

Grâce à l'évolution des technologies, au cours des décennies, les différentes études ont permis aux chercheurs de découper les phases de la marche afin d'en définir un cycle.

Ainsi, l'étude de la marche s'effectue en fonction de ce cycle. La référence actuelle provient des travaux successifs de Sutherland, Viel et Whittle (Mbourou Azizah[57]). Un cycle « typique » est reproductible et symétrique. En résumé, dans ce cycle de marche, chaque membre inférieur compte une phase d'appui et une phase oscillante (Figures 5 et 6) : ce qui correspond à une enjambée, ou deux pas. Conventionnellement, le cycle débute par le contact d'un talon avec le sol et se termine lors du contact suivant de ce même talon au sol (Gasq *et al.*[58]).

La première phase, appelée phase d'appui, correspond à 60% du cycle (de 0 à 60%). Il s'agit de la période pendant laquelle le pied reste en contact avec le sol et que les muscles stabilisateurs du bassin sont sollicités.

La seconde phase, appelée phase oscillante, correspond aux derniers 40% du cycle de marche (de 60 à 100%). Il s'agit de la période durant laquelle le pied quitte le contact avec le sol pour l'atteindre de nouveau devant le marcheur. Précisément, cette phase débute lors du décollement des orteils au sol et se termine lors du contact du talon avec le sol. Durant la phase d'oscillation, les muscles sont quasi inactifs, le membre inférieur se comportant comme un double pendule.

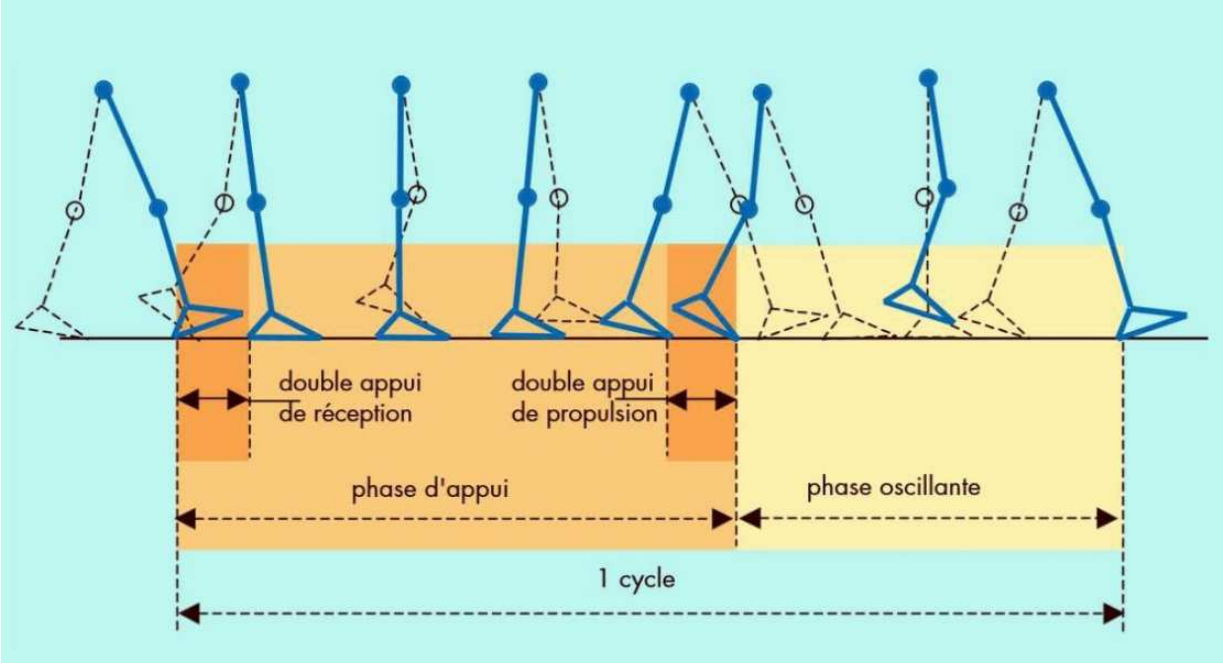

Figure 5 : cycle de marche humaine (Darmana, 2004)

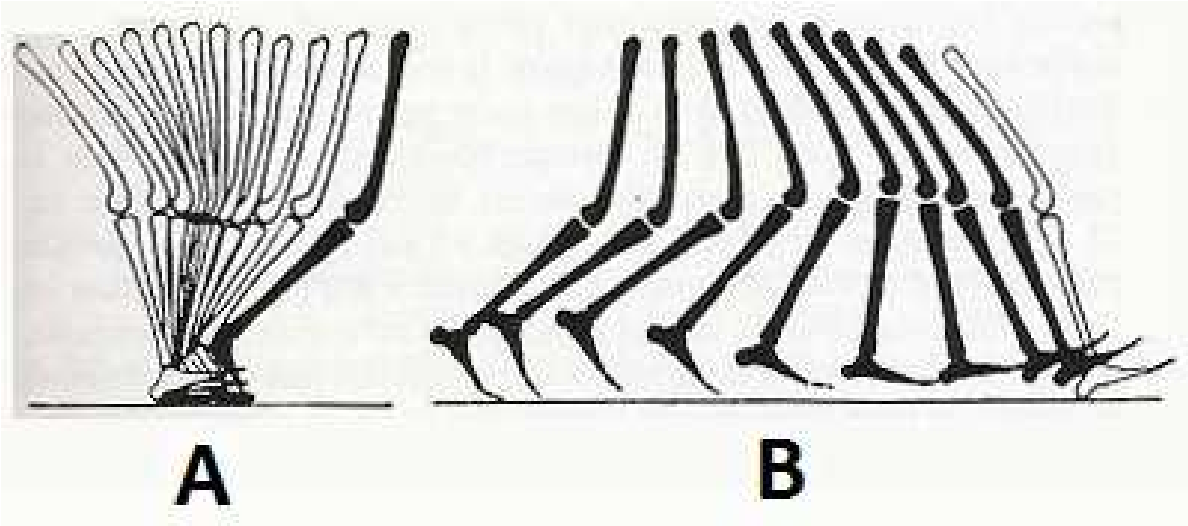

Figure 6 : position de la jambe pendant la phase d'appui A et oscillante B (Drillis, 1958)

A partir de ces deux grandes phases, il est important de décrire des « sous phases » que les auteurs s'accordent à considérer comme essentielles dans la compréhension du mouvement. Ainsi, la littérature (Viel[59]) distingue quatre parties dans la phase d'appui et trois parties dans la phase oscillante (Figure 7).

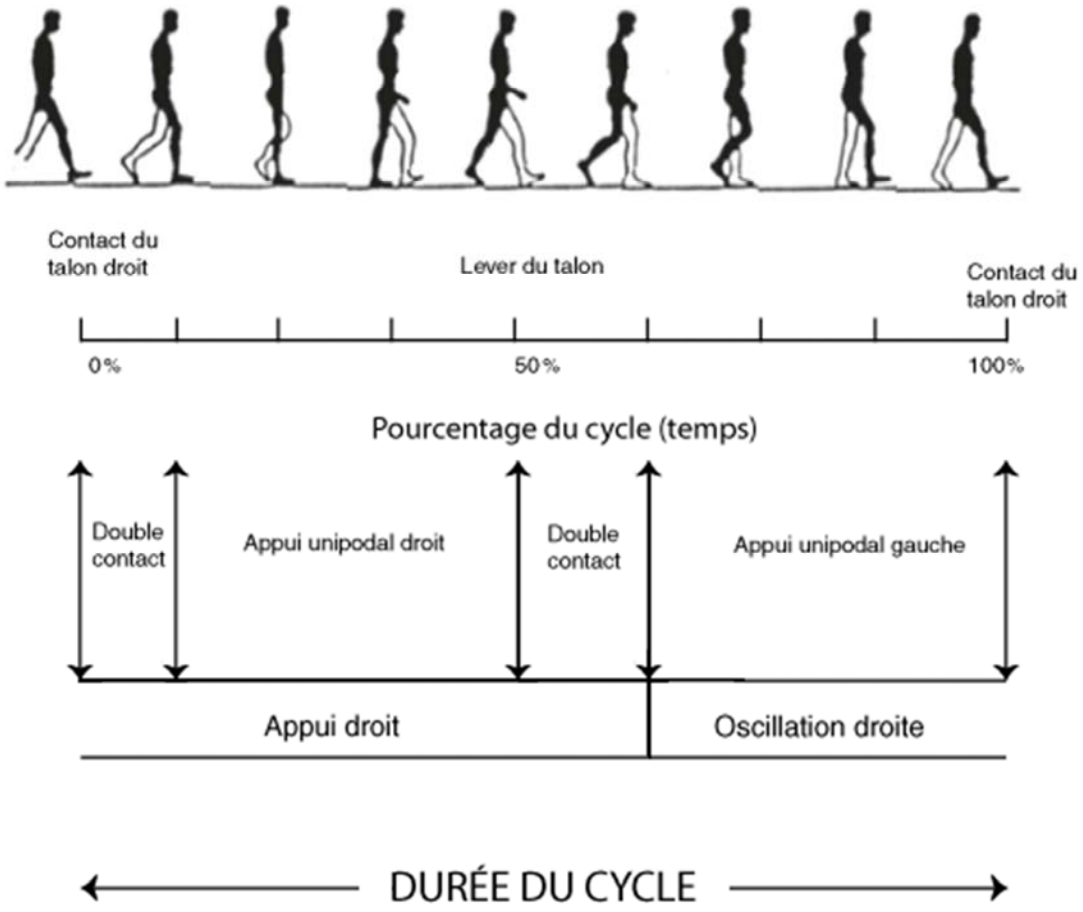

Figure 7 : détail d'un cycle de la marche humaine (CEN, 2013)

2.2.1.2 Précision sur la phase d'appui

Comme évoqué plus haut, l'amélioration des études menées permet dorénavant d'apporter des précisions sur la phase d'appui. Pour faciliter la description, le postulat est de faire débuter le cycle de marche par le pied droit.

Une première phase, appelée phase de double appui de réception, débute avec le contact du talon droit (0 à 2% du cycle de marche) et se poursuit par la mise en charge du membre inférieur droit. Elle s'étend sur 10% du cycle et permet de transférer le poids vers la jambe en appui, de garder une vitesse de marche en conservant la stabilité et en absorbant les chocs.

Elle ne doit pas être envisagée comme un appui stable et ferme sur deux pieds dans toute leur surface. Il s'agit du contact final des orteils (pied quittant le sol) d'un côté et d'une acceptation de charge par une portion réduite du talon (pied qui aborde le sol) de l'autre (Oberg *et al.*[60]).

Une deuxième phase, appelée phase de milieu d'appui, correspond à la première moitié de l'appui unipodal (de 10 à 30% du cycle). Le corps se propulse au-dessus du pied en appui et se termine quand le centre de masse est aligné avec l'avant pied.

Une troisième phase, appelée phase de fin d'appui, correspond à la deuxième moitié du cycle de l'appui unipodal, le centre de masse se situant en avant de l'appui.

La fin de cette phase intervient lors du contact du pied opposé avec le sol (de 30 à 50% du cycle).

Une quatrième phase, appelée phase pré-oscillante (ou de double appui de propulsion), correspond au deuxième appui bipodal (de 50 à 60% du cycle), les deux pieds étant à nouveau simultanément en contact avec le sol. Le pied porteur pousse en arrière et latéralement pour faire progresser le corps vers l'avant et vers le pied controlatéral qui devient le receveur. Elle permet la propulsion. Cette poussée se produit en même temps qu'un pivotement sur la première tête métatarsienne, il en découle un début de flexion plantaire et de rotation externe du pied qui seront maximales en début de phase oscillante.

Le corps passe vers l'avant : il y a un transfert de poids vers la jambe d'appui.

2.2.1.3 Précision sur la phase oscillante

De la même manière, la phase oscillante peut être elle-même décomposée en plusieurs phases. La description prolonge le paragraphe précédent, au moment de la perte de contact du pied droit avec le sol.

Une première phase, appelée phase de début d'oscillation (de 60 à 73% du cycle de marche), correspond à la phase de l'avancée du membre oscillant sans qu'il ait un contact au sol et se termine quand le pied passe à côté du pied opposé.

Le pied est décollé du sol en rotation externe maximale, la cheville est en flexion plantaire maximale, le genou est également en flexion maximale et la hanche est fléchie.

Le membre oscillant va croiser le membre porteur.

Une deuxième phase, appelée phase d'oscillation intermédiaire (de 73 à 86% du cycle), correspond au deuxième tiers de la phase oscillante et se termine lorsque le tibia se situe à la verticale. Le pied tourne vers l'intérieur, la cheville réduit sa flexion plantaire et le genou commence son extension tandis que la hanche tend vers la flexion maximale.

Le membre oscillant croise le membre porteur.

Une troisième phase, appelée phase terminale d'oscillation (de 86 à 100% du cycle), se termine lorsque le pied de départ entre à nouveau en contact avec le sol. Le pied est en légère rotation externe, la cheville en flexion, le genou tend vers l'extension maximale et la hanche atteint sa flexion maximale.

Le membre oscillant se pose sur le sol.

Le cycle de marche est terminé, un autre débute.

2.2.1.4 Incidence de la marche sur la ceinture pelvienne et la ceinture scapulaire

Le cycle de marche n'est pas inné. En effet, à la naissance, l'être humain ne sait pas marcher. Pour cela, il est nécessaire de rendre mature les systèmes articulaire, musculaire, osseux et neurologique.

La marche semble ensuite s'automatiser parce que produite par des activités musculaires apprises et plus ou moins construites (Kelso et Schöner[61], Taga *et al*.[62], Assaiante [63]).

L'ensemble est contrôlé par le système nerveux somatique (gestion de l'activité des muscles striés).

Il s'agit donc bien d'un ensemble de mouvements combinés permettant une marche équilibrée.

L'exemple le plus traité dans la littérature sur le cycle de marche (Dedieu[64]) concerne la coordination des ceintures pelvienne et scapulaire. Ce qu'il en ressort est que cette coordination, classiquement par balancement alternée des membres supérieurs en anti-phase (mouvement opposé), est nécessaire à la stabilité durant le cycle de marche.

Précisément, le mouvement de la ceinture pelvienne suit l'activité musculaire des membres inférieurs et le mouvement de la ceinture scapulaire suit celle des membres supérieurs, dont le balancement ne nécessite pas d'effort et reste consécutif à l'activité des membres inférieurs (Collins *et al.*[65]).

Ainsi, lors du cycle de marche, en partant toujours du pied droit (talon au sol), on constate les évènements suivants (Figure 8).

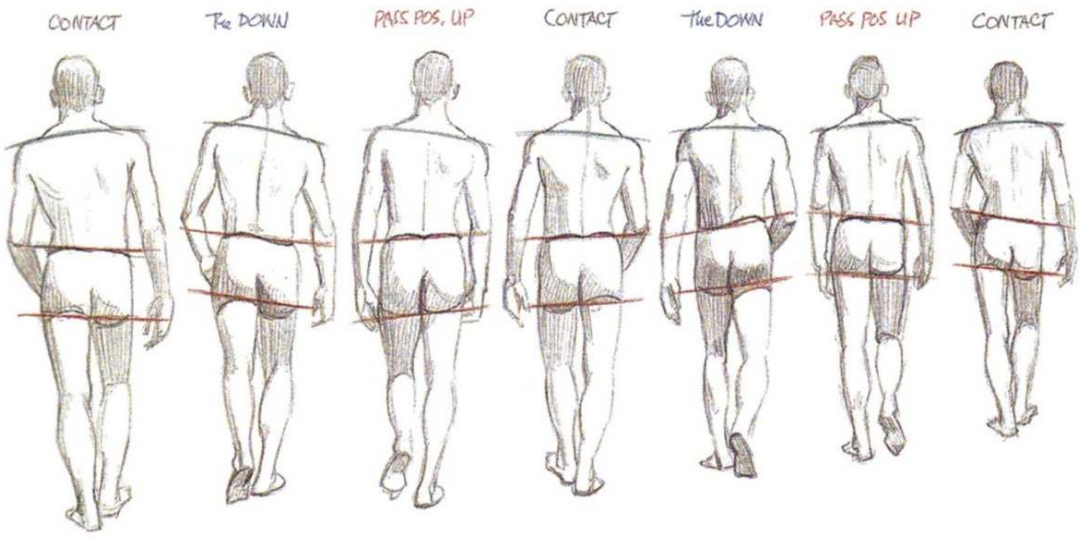

Figure 8 : mouvements des ceintures lors du cycle de marche (Mayalounge, 2013)

Lors de la phase d'appui (Auvinet *et al.*[66]) :

- Au moment de la mise en charge, il existe une contraction excentrique des muscles fléchisseurs dorsaux du pied et en fin d'appui, les muscles fléchisseurs plantaires se contractent de façon concentrique pour pousser l'avant-pied (métatarsiens et phalanges) vers le bas et produire le maximum de force propulsive. Au cours de la dernière partie de la phase d'appui (poussée), les orteils se fléchissent pour s'agripper au sol et augmenter la poussée initiée par la partie antérieure de la plante

du pied (la partie sous-jacente aux têtes des deux métatarsiens médiaux). Les muscles longs fléchisseurs et intrinsèques du pied stabilisent l'avant-pied et les orteils de façon à maximaliser l'effet de la flexion plantaire de la cheville et de la flexion des orteils.

- L'axe de la ceinture pelvienne est dans un premier temps orienté vers la gauche et vers l'arrière (le membre inférieur droit étant en avant), puis devient transversal (membre inférieur droit portant et membre inférieur gauche fléchi) pour finir par s'orienter en arrière et à droite. A cela s'ajoute des mouvements d'inclinaison, où le bassin s'affaisse au départ très brièvement vers la gauche, puis franchement à droite (déport du poids vers le membre inférieur portant) pour se stabiliser en fin de phase.
- L'axe de la ceinture scapulaire, dans un premier temps orienté vers la droite et en arrière (le membre supérieur droit se plaçant vers l'arrière), évolue (devenant temporairement parallèle à celui de la ceinture pelvienne), pour, en fin de phase d'appui, se retrouver en avant et à droite (le membre supérieur droit se plaçant vers l'avant). Là encore, s'ajoutent des mouvements d'inclinaison pendulaire, commençant à gauche pour finir à droite.

Lors de la phase oscillante (Auvinet *et al.*[66]) :

- La flexion de la hanche droite permet que le membre inférieur progresse plus rapidement que le déplacement du corps vers l'avant. Initialement, le genou fléchit presque simultanément et ce mouvement est suivi d'une flexion dorsale de l'articulation de la cheville (qui soulève l'avant-pied). Ces deux derniers mouvements ont pour effet de raccourcir la partie libre du membre qui peut ainsi se détacher du sol tout en oscillant vers l'avant ; au milieu de la phase oscillante, les extenseurs du genou (quadriceps) se contractent suffisamment pour étendre la jambe et accomplir la longueur de pas désirée ainsi que pour positionner le pied droit en vue du choc du talon sur le sol.
- L'axe de la ceinture pelvienne et celui de la ceinture scapulaire opèrent des mouvements combinés opposés à ceux de la phase d'appui.

Cette capacité du corps humain à pouvoir organiser des mouvements opposés au niveau des deux ceintures évoquées ici, est bien évidemment dépendante de l'intégrité du système nerveux ainsi que des muscles et articulations locaux, mais également de la colonne

vertébrale (lien articulaire entre les ceintures pelvienne et scapulaire) associée aux côtes et des muscles associés.

Ainsi, il est primordial de se rappeler que la qualité du cycle de marche peut être étudiée à différents niveaux de l'appareil locomoteur.

2.2.2 Evolution avec l'âge

Tel qu'exposé plus haut, le cycle de la marche humaine est une modalité particulière du mouvement qui nécessite l'intégrité du système nerveux (voies motrices, voies vestibulaires, voies cérébelleuses et afférences proprioceptives).

Trois systèmes sont impliqués dans le cycle de la marche :

- Le système anti-gravitaire qui est sous la dépendance des muscles anti-gravitaires (muscles extenseurs des membres inférieurs et muscles paravertébraux).
- Le système de production du pas qui est une activité rythmique au cours de laquelle le poids du corps alterne d'un membre inférieur à l'autre, par l'intermédiaire d'un appui monopodal.
- Le système de stabilité et d'adaptation posturale qui veille au maintien de la posture. Ce système, complexe, prend en compte diverses informations émanant de la vision, du vestibule, des voies proprioceptives et des voies sensitives afférentes tactiles épicritiques.

La classification des troubles de la marche chez la personne âgée peut s'établir selon différents critères.

2.2.2.1 Critères sémiologiques

Bien que des méthodes d'exploration aient été développées, l'approche du clinicien, à l'aide d'une anamnèse (interrogatoire du patient) complétée par l'examen clinique du patient (observation, palpation, inspection, tests, évaluations…) demeure une méthode prépondérante à l'élaboration du diagnostic (Tinetti *et al*.[67], Sattin[68]).

Les mécanismes des troubles de la marche chez le sujet âgé ne sont pas nécessairement différents de ceux des adultes plus jeunes. En revanche, le trouble de la marche peut être rendu complexe par la combinaison de plusieurs atteintes, ce qui peut se produire plus fréquemment chez la personne âgée (Pfitzenmeyer *et al*.-1992[69]).

Au cours de l'anamnèse (Pfitzenmeyer-2003[70]), le clinicien peut souvent localiser le site défectueux ou la zone incriminée. Par exemple, une difficulté à effectuer certains mouvements, évoquée dans un contexte précis (se lever de sa chaise, monter les escaliers, sortir du lit…) oriente préférentiellement vers une atteinte musculaire ou du système nerveux périphérique. L'allusion à une sensation de raideur des membres inférieurs peut faire évoquer une atteinte motrice. L'évocation d'un trouble de la stabilité peut orienter vers une atteinte cérébelleuse, sensitive, vestibulaire ou frontale.

Selon le Collège des Enseignants de Neurologie (CEN[71]), pour des pathologies installées, les chutes sont fréquentes dans les atteintes frontales, les syndromes parkinsoniens et les ataxies sensitives. En revanche, elles sont plus rares dans les atteintes cérébelleuses.

Mais l'instauration d'une douleur orientera plus vers une lombosciatique ou bien l'arthrose d'une articulation du membre inférieur ou du rachis lombal.

Dans la démarche méthodologique de la conduite de l'anamnèse, on peut distinguer quatre grandes situations de troubles de la marche du sujet âgé, en fonction de l'existence ou non de douleurs, sur le caractère permanent ou non des troubles de la marche et sur la notion ou non de relation avec un effort (Rubenstein *et al*.[72], Stuck[73], Chaumont[74]).

La première situation correspond à une impotence fonctionnelle avec douleurs permanentes. Il s'agit essentiellement d'un tableau de sciatique, phlébite surale, artérite stade IV, arthrite ou arthrose.

La deuxième situation correspond à une impotence fonctionnelle avec douleurs à l'effort. Il s'agit par exemple d'un tableau de sciatique, artérite stade II-III ou canal lombaire étroit.

La troisième situation correspond à une impotence fonctionnelle sans douleur mais à l'effort. Il s'agit probablement d'ischémie médullaire, compression médullaire, myasthénie ou syndrome myogène.

Enfin, la quatrième situation correspond à une impotence fonctionnelle sans douleur mais permanente. Il s'agit ici de troubles de la marche d'origine neurologique (ataxie, syndrome cérébelleux, Parkinson, etc.).

L'examen clinique permet ensuite une analyse de la marche fondée sur des caractéristiques dominantes (polygone de sustentation, vitesse et amplitude du pas, position des bras,

fréquence des chutes, aggravation de la station debout à la fermeture des yeux, etc.). Ainsi, le clinicien s'oriente vers les différents mécanismes impliqués.

Une bonne connaissance de la sémiologie des différents troubles de la marche et de la stabilité permet de poser un diagnostic clinique et d'orienter les investigations. Les troubles de la marche mériteraient d'être mieux analysés par le clinicien, en particulier chez la personne âgée. Ces troubles sont souvent à l'origine de chutes aux conséquences lourdes.

2.2.2.2 Epidémiologie des chutes et leurs conséquences

La chute est un événement particulièrement fréquent chez le sujet âgé (Tinetti *et al.*[75], Nazarko[76]). La littérature estime qu'environ 30% des personnes de plus de 65 ans et 50% des plus de 85 ans chutent chaque année. Parmi les patients « chuteurs », la moitié risque au minimum une récidive dans l'année.

La population âgée demeurant hétérogène, la fréquence et les conséquences des chutes ne sont pas les mêmes selon qu'il s'agit d'une personne en bon état de santé, d'une personne fragile ou d'une personne hospitalisée ou institutionnalisée (Nevit *et al*.[77], Vellas *et al*.[78]).

Les conséquences d'une chute peuvent aller jusqu'au décès. Au-delà de 65 ans, environ deux décès sur 1000 sont directement liés à la survenue d'une chute (DREES[2]). Cette proportion est plus élevée chez les sujets institutionnalisés. La moitié des décès survient dans les suites d'une fracture du col du fémur.

Pour autant, dans la majorité des cas, il s'agit de traumatismes mineurs. Dans la population non institutionnalisée, les chutes entraînent 5% de fractures (1 à 2% de fracture du col de fémur en particulier). Le pourcentage augmente dans la population institutionnalisée.

Il est important de souligner que, même dans le cadre d'un traumatisme banal, il arrive que certaines personnes n'arrivent pas à se relever seules. La durée pendant laquelle le sujet reste au sol peut être particulièrement longue chez ceux vivant seuls à domicile. Ces sujets sont d'autant plus à risque de complications que cette durée est longue (déshydratation, pneumopathie, escarres).

La conséquence caractéristique de la chute survenue chez la personne âgée est le syndrome post-chute (HAS[3]), qui se caractérise par une évolution de la statique debout : le tronc est projeté en arrière et l'appui podal est postérieur.

Cette posture s'accompagne d'une anxiété (la peur de tomber de nouveau). Environ un tiers des patients « chuteurs » rapporte une peur de rechuter. Cette peur est dans la majorité des cas en rapport avec de réels problèmes organiques (troubles de la stabilité par exemple). Il peut également s'agir des conséquences psychologiques de la chute (anxiété, sentiments de dévalorisation, dépression).

Ce syndrome doit pouvoir être pris en charge rapidement par des moyens de rééducation de la stabilité et de la marche avant le stade de régression psychomotrice. La peur associée nécessite d'être recherchée par des questions spécifiques, car elle peut bénéficier d'une prise en charge adaptée (rééducation par exemple) avant qu'il ne soit trop tard.

Enfin, la conséquence de la chute qu'il ne faut pas minorer est la perte d'autonomie de la personne âgée à cause de ses conséquences traumatiques (immobilisation, douleurs, etc.) ou psychologiques (repli sur soi, craintes irrationnelles, etc.).

En effet, une personne d'ordinaire très active peut, en raison de la peur de tomber, restreindre progressivement ses activités (sorties ou voyages). Une spirale négative se crée où la diminution des activités physiques génère la perte progressive des capacités fonctionnelles, la diminution des activités sociales, l'isolement voire la dépression.

Ainsi, la prise en charge d'une chute ne se résume pas à la prise en charge de sa gravité immédiate. Il est tout aussi important de connaître les conséquences possibles à long terme, de les dépister à temps et de les prévenir.

2.2.2.3 Caractéristiques des chutes chez la personne âgée autonome

Comme évoqué plus haut, les causes de chute peuvent être extrêmement variées (Tinetti *et al.*[79], Berg *et al.*[80]). C'est pourquoi, il semble pertinent d'axer le propos sur la population de personnes âgées dites en bonne santé.

De plus, actuellement, ces personnes maintiennent une activité physique et sociale très régulière (voire plusieurs). Parmi elles, certaines améliorent même leurs capacités physiques et cognitives en vieillissant, ce qui les motive à continuer leurs activités et parfois à les multiplier. Ainsi, il y a un risque potentiellement augmenté de la fréquence des chutes dans cette population, par une sollicitation répétée.

Compte tenu de la diversité d'activités, les circonstances engendrant une chute sont nombreuses. Pour autant, les chutes se font dans la plupart des cas vers l'avant (Dubois[81]).

Les réflexes de protection sont en général conservés car ces sujets arrivent à se retenir avec la main ou le bras. C'est pourquoi, malgré la grande fréquence des chutes, les fractures (notamment celles du col du fémur) sont rares.

Ce qui est intéressant de dépister à ce stade, ce sont les patients risquant la récidive de chute (posture en arrière, station unipodale incertaine, par exemple) et de les traiter en Ostéopathie tout en leur redonnant confiance en eux.

Il faut surtout penser à dédramatiser la situation en objectivant des évolutions de leur état (notamment sur la stabilité et la fréquence de marche) car dans la majorité des cas, il ne s'agit que d'un incident de parcours. N'oublions pas que le risque majeur est la conséquence psychologique de la chute, source de dévalorisation et de perte de confiance. La réduction d'activité qui en résulte peut faire basculer le sujet dans l'état de fragilité puis dans la dépendance.

2.3 Profil du chuteur

En résumé, il ressort du caractère primordial de la marche dans la « sociabilisation », l'autonomie et la qualité de vie de la personne âgée. Bien entendu, il y a une dimension inéluctable à la sénescence qui concerne tous les individus. Toutefois, toutes les évolutions ne sont pas égales pour chacun d'entre nous.

La chute restant un facteur conséquent dans la perte progressive d'autonomie, il apparaît dorénavant évident que d'en évaluer les critères prédictifs est un gage de pérennité des capacités d'adaptation à l'environnement, d'autant plus importantes chez la personne âgée.

2.3.1 En stabilométrie

De nombreuses études concluent que l'affaiblissement de la stabilité est un facteur de risque important dans l'occurrence des chutes (Berg *et al.*[82], Maki *et al.*[83], Graafmans *et al.*[84], Kemoun et Blatt[85], Maki et McIllroy[86], Huard[87,88]). Il est donc important de connaître les paramètres stabilométriques susceptibles d'évoquer des sujets à risque.

Les tests sur plateforme de stabilométrie n'évaluent qu'une partie des performances du système postural du fait de la position statique (Gagey *et al.*[89]). Les afférences utilisées pour assurer la stabilité sont essentiellement proprioceptives, extéroceptives (barorécepteurs plantaires) et visuelles. En effet, le système vestibulaire aurait un rôle insignifiant dans le contrôle de la posture sur plateforme de stabilométrie (Pyykko[90]). Le seuil de sensibilité des

récepteurs vestibulaires n'étant obtenu qu'au-delà d'un mouvement de quatre degrés d'angle, il paraît impossible de différencier des sujets avec et sans troubles vestibulaires à partir des mesures obtenues sur ces plateformes (Di Fabio[91], Danis *et al.*[92]).

Chez le sujet âgé autonome, il semble intéressant de retenir les paramètres suivants (Baratto *et al.*[93]):

- X-moyen (mm) : symétrie du tonus postural

- Y-moyen (mm) : orientation antéro-postérieure

- Surface YO (mm^2) : stabilité du sujet yeux ouverts

- Surface YF (mm^2) : stabilité du sujet yeux fermés

- Quotient de Romberg (SU) : incidence de la vision

- Longueur en Fonction de la Surface (UC) : dépense d'énergie

En effet, dans cette population, le sujet chuteur aurait tendance à éviter d'osciller latéralement. En revanche, il aurait un appui podal postérieur plus prononcé. La surface d'appui utilisée serait plus faible, donc plus instable.

La contribution de la vision chez les sujets âgés dans le maintien de leur posture semble plus ou moins conséquente (Lord et Ward[94], Gauchard *et al*[95], Lord *et al*[96], Verriest[97], Buatois *et al*[98]), le quotient de Romberg est donc un indicateur à évaluer.

Enfin, le sujet chuteur dépenserait plus d'énergie pour maintenir sa stabilité sur une surface plus petite (Wojcik *et al.*[99], Duncan *et al*.[100], Horak *et al*.[101]).

Cependant, bien que le matériel ait considérablement évolué ces dernières années, il existe une grande diversité, ce qui rend difficile la comparaison entre les études menées. La solution est de suivre une méthodologie d'utilisation rigoureuse, ce qui permet aux mesures d'être reproductibles.

Pour autant, les modifications posturales mises en évidence méritent d'être corrélées aux résultats de tests cliniques afin d'en affiner les conclusions (Brach *et al.*[102], Schollhammer *et al.*[103], Aufauvre *et al.*[104]).

2.3.2 A l'aide de capteurs inertiels

La très grande majorité des études (Bonhannon[105], Brach *et al.*[106], Laufer[107], Beauchet *et al.*[108], Espy *et al.*[109]) montre que la vitesse (notamment celle de la marche) est un critère important pour différencier un sujet âgé chuteur d'un non-chuteur. Le sujet âgé chuteur mettra plus de temps à réaliser l'action. Cela est d'autant plus vrai, en cas de pathologie sous-jacente.

Il est à noter que la vitesse de marche diminue de 10 % entre 61 et 70 ans, de 20 % entre 71 et 80 ans et de 30 % de 81 à 90 ans. Globalement, même si c'est la vitesse de marche qui se réduit avec l'âge, c'est la vitesse maximale qui demeure la plus atteinte. En effet, la vitesse spontanée (dite de confort) déclinerait de très peu par an, selon Hageman[110] et Montero-Odasso *et al.*[111]. De ce fait, la marche reste un très bon indicateur d'autonomie de la personne âgée. D'ailleurs, il a été démontré une relation étroite entre les performances de stabilité et la vitesse de la marche (Willems et Vandervoort[112]).

Mais, à l'appui de ces éléments, ce qui semble plus pertinent encore demeure l'évaluation de la qualité de la marche. C'est pourquoi, les tests utilisés sur le plan clinique comprennent un aspect quantitatif et un aspect qualitatif.

Parmi les nombreux tests cliniques qui existent dans le cadre de l'évaluation de la stabilité des personnes âgées (SFGG[4]), il est intéressant de distinguer ceux-ci :

- l'appui unipodal (ou station unipodale), proposé par Vellas *et al*.[113], évalue le maintien de la stabilité en secondes. Le sujet fléchit un genou et maintient sa stabilité sur le seul pied au sol, sans aide et le plus longtemps possible (dans notre étude, si le maintien persiste, le test est arrêté au bout de 30 secondes).

- le FRT (Functional Reach Test), proposé par Duncan[114], évalue un déplacement en centimètres. Le sujet se tenant debout le long du mur, un bras à l'horizontal, avance le tronc le plus loin possible sans bouger les pieds et tout en conservant sa stabilité (un quelconque déplacement des pieds invalide le test). C'est l'extrémité du majeur qui sert de référence : l'observateur calcule la distance de déplacement horizontal de ce doigt (dans notre étude, le score correspond à la moyenne de trois essais successifs).

Il est également pertinent de retenir des tests de locomotion, comme :

- le Timed Up & Go Test, proposé par Podsiadlo *et al*.[115], évalue une séquence mesurée en secondes. Le sujet se lève d'une chaise, marche trois mètres dans un sens, puis trois mètres en retour, fait le tour de la chaise et s'assoit (dans notre étude, le score correspond au temps d'une seule tentative).

- le TCR (Timed Chair Rise) évaluant la capacité de se lever en secondes. Le sujet se tient assis sur une chaise sans accoudoirs et doit être capable de se lever sans aide (non utilisé dans notre étude).

- le Test de Tinetti évalue les risques de chute en plusieurs étapes sur cinq minutes. Le sujet partant d'une position assise, doit se lever, résister à une poussée, fermer les yeux, se retourner, marcher puis s'assoir (non utilisé dans notre étude).

- l'échelle « d'équilibre » de Berg évalue par une échelle à cinq niveaux la stabilité durant la réalisation de 14 mouvements habituels de la vie quotidienne. Le sujet réalise ces 14 mouvements les uns après les autres et obtient un score global (non utilisé dans notre étude).

2.3.3 Par un système de capture de mouvement optoélectronique

L'analyse quantifiée de la marche (AQM) est une méthode régulièrement utilisée dans les études récentes. Elle permet de coupler des données spatio-temporelles, cinématiques et cinétiques auxquelles des données électromyographiques et vidéo-fonctionnelles peuvent être associées.

Parmi les différents outils répertoriés, le système « video converter » (ViCon©) existe depuis une trentaine d'année et repose sur l'utilisation de marqueurs cutanés et de caméras infra-rouges. La position des marqueurs placés sur des repères anatomiques permet la mise en œuvre de protocoles de mesures adaptés à chaque étude, que ce soit d'une partie du corps ou d'un ensemble d'articulations. Une fois le calcul des paramètres spatio-temporels effectué en fonction des repères anatomiques choisis, s'opère l'analyse cinématique proprement dite du mouvement étudié.

Les données spatio-temporelles correspondent généralement à la longueur du pas et la vitesse de marche. Elles sont calculées pour les cycles de pas à droite et à gauche, ce qui permet une analyse de la qualité de la symétrie du cycle de pas.

Les données cinématiques correspondent aux amplitudes angulaires des articulations évaluées. A partir du positionnement des marqueurs servant à la capture du mouvement, les angles articulaires de la tête, du tronc, du rachis cervical, thoracique et lombaire, des membres supérieurs et des membres inférieurs sont représentés graphiquement. Au cours d'un cycle de marche, ces angulations sont normalisées et comparables d'un cycle à l'autre, voire d'une population à une autre, afin de tirer des conclusions par rapport à l'évolution d'angles de référence.

Les données cinétiques correspondent aux valeurs recueillies par les plateformes de force disposées sur le couloir de marche. Lorsque le pied se pose sur la plateforme, les forces de réaction du sol sont calculées dans les trois plans de l'espace. Ces informations captées permettent également de calculer les moments de force exercés sur les articulations ainsi que les puissances articulaires.

Un moment articulaire permet d'identifier le groupe musculaire recruté pour mobiliser ladite articulation (Colson[116], Hogrel *et al*.[117]).

Une puissance articulaire caractérise le type de contraction exercé par le groupe musculaire engagé. Ainsi, la contraction peut être concentrique (phase positive) et générer de l'énergie. La contraction peut également être excentrique (phase négative) et absorber de l'énergie. Enfin, la contraction peut être isométrique (phase neutre ou statique) où la puissance est nulle et donc aucun mouvement ne concerne l'articulation évaluée lors de cette phase.

Depuis que cet outil est utilisé, des modèles musculosquelettiques en 3D ont été développés, notamment dans le domaine de la marche (Doriot et Chèze[118], Damsgaard *et al.*[119], Bonnefoy[120]). Ceux-ci peuvent servir de référence à la marche dite « typique » (Arnold *et al.*[121], Fregly *et al.*[122], *Nazer et al.*[123]) et également à la marche dite « pathologique » (Arnold *et al.*[124,125,126] et Hicks *et al.*[127]).

Chapitre 3 : Matériel et Méthodes

3. Matériel et Méthodes

Ce chapitre est dédié à la présentation des différents outils de mesure, des variables étudiées et du logiciel de modélisation utilisés dans nos différentes expérimentations.

3.1 Plateforme de stabilométrie

3.1.1 Généralités

La plateforme est depuis quelques années le moyen de diagnostic le plus précis des dérèglements posturaux (Floirat *et al*.[128], Perennou *et al*.[129]).

Dans notre étude, l'objectivation est effectuée à partir de la plateforme Stabilométrique de Techno Concept©, Feetest 01® (Figure 9) associée au logiciel Posturowin®. Ce-dernier est destiné à la mesure des paramètres posturaux et à l'évaluation des troubles posturaux chez l'Homme debout immobile sur plateforme standardisée ou sur sabots aux normes 40/16 de l'Association Française de Posturologie.

Figure 9 : plateforme à sabots FEETEST 01 (d'après l'auteur, 2013)

L'évaluation s'effectue dans un contexte prédéfini par l'expérimentateur et selon une séquence reproductible, comme par exemple yeux ouverts puis yeux fermés, bouche fermée et dents desserrées pour négliger l'entrée occlusale. Dans un environnement normalisé, une plateforme, munie de trois capteurs disposés en triangle, enregistre la résultante des forces d'appui d'un sujet debout, durant une période de 51,2 secondes.

Elle mesure à 40 Hz la projection du centre de pression lors d'une station debout habituelle. L'association Française de Posturologie, examinant des cohortes de patients selon des situations standard en a déduit des normes chez l'adulte et l'enfant (AFP85). Ces normes servent de référence pour toutes les variables retenues dans notre étude.

3.1.2 Variables étudiées

La lecture des résultats stabilométriques demeure simple. L'ordinateur fournit un certain nombre de paramètres avec leurs normes, il suffit de lire les valeurs affichées et de repérer si elles sont ou non à l'intérieur des limites de normalité.

3.1.2.1 X-moyen (X_0)

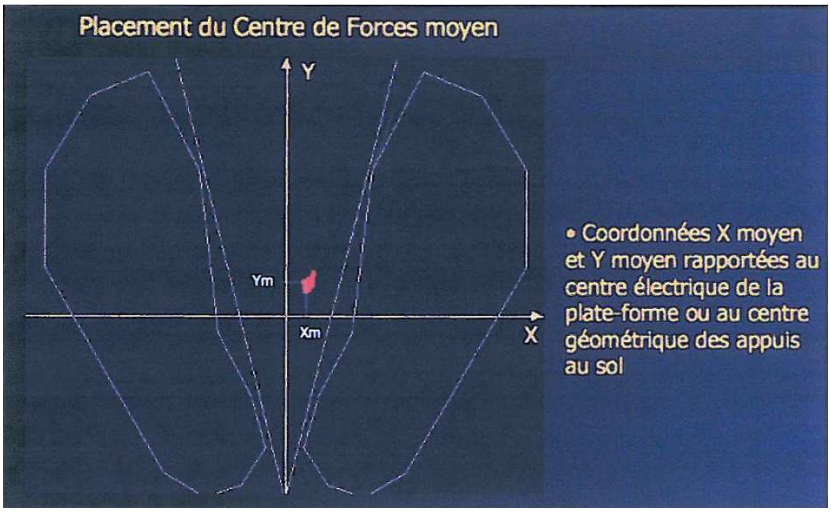

Figure 10 : détermination du centre des forces sur une plateforme de stabilométrie (Techno Concept, 2008)

Il s'agit des coordonnées des X moyens rapportées au centre géométrique des appuis au sol (Figure 10). C'est la projection moyenne en millimètres du centre de pression sur l'axe médio-latéral (droite-gauche). Ce paramètre évolue dans des limites étroites et est très stable au cours du temps. Un X-moyen hors norme est pratiquement toujours l'indice d'une asymétrie importante du tonus postural, s'il n'y a pas bien sûr des causes orthopédiques évidentes.

(*Normes AFP85)

$$X_0 = \frac{1}{N}\sum_{i=1}^{N}(X_i)$$

X_0*	Limite de confiance minimale	Limite de confiance maximale	Moyenne
mm	-10	+11	0

3.1.2.2 Y-moyen (Y_0)

Il s'agit des coordonnées des Y moyens rapportées au centre géométrique des appuis au sol (Figure 10). C'est la position moyenne en millimètres du centre de pression sur l'axe ventro-dorsal (avant-arrière).

$$Y_0 = \frac{1}{N}\sum_{i=1}^{N}(Y_i)$$ (*Normes AFP85)

Y_0*	Limite de confiance minimale	Limite de confiance maximale	Moyenne
mm	-51	-3	-27

3.1.2.3 Surface de l'ellipse de confiance (S)

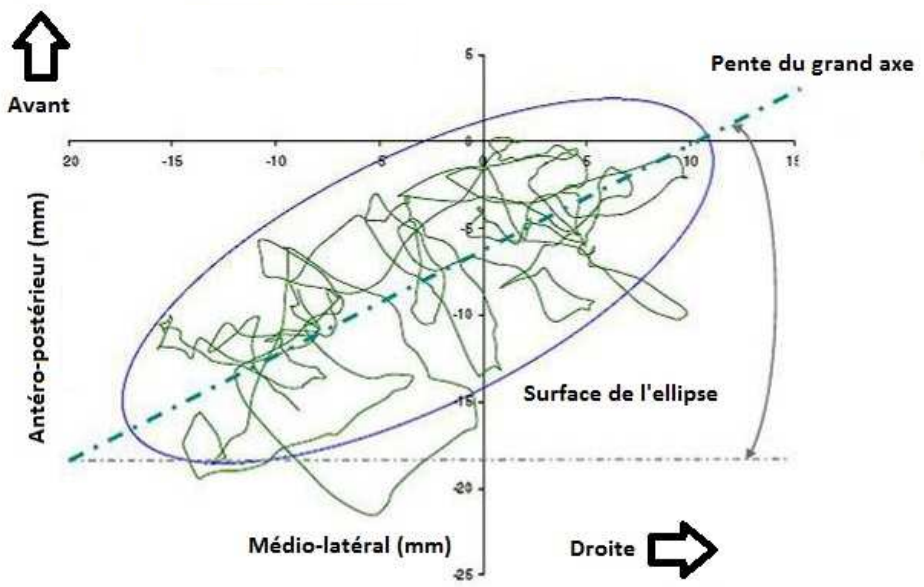

Figure 11 : Surface de l'ellipse de confiance (Techno Concept, 2008)

Ce paramètre correspond à la surface couverte par le centre de pression. Il s'agit de l'ellipse comprenant 90% des positions instantanées du CdP (figure 11). Plus la surface est petite, plus cette dispersion est faible, plus le système postural fin est précis. C'est le paramètre le plus utilisé internationalement.

(*Normes AFP85)

$$S = \frac{1}{2}\sum_{i=1}^{N-1}|(X_{i+1} - X_0)(Y_i - Y_0) - (X_i - X_0)(Y_{i+1} - Y_0)|$$

S*	Limite de confiance minimale	Limite de confiance maximale	Moyenne
mm^2 (yeux ouverts)	39	210	91
mm^2 (yeux fermés)	79	638	225

3.1.2.4 Quotient de Romberg (QR)

Il s'agit du rapport entre la surface de l'ellipse de confiance yeux fermés et la surface de l'ellipse de confiance yeux ouverts multiplié par 100.

Ce quotient illustre l'intégration des afférences visuelles dans le contrôle postural. La valeur typique de QR est aux environs de 250. Une valeur à 100 signifie que la précision du contrôle posturale est équivalente yeux ouverts comme yeux fermés, ce qui n'est pas normal. Une valeur inférieure à 100 peut signifier que l'information visuelle perturbe la stabilité posturale.

(*Normes AFP85)

$$QR = \left(\frac{S_{yf}}{S_{yo}}\right) * 100$$

QR*	Limite de confiance minimale	Limite de confiance maximale	Moyenne
SU	112	677	288

3.1.2.5 Longueur du Statokinésigramme en fonction de sa surface (LFS)

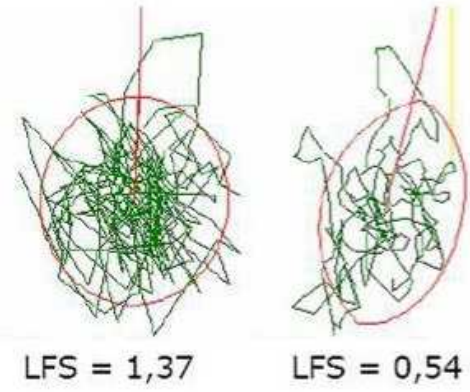

Figure 12 : Longueur en Fonction de la Surface (Techno Concept, 2008)

Il s'agit de la longueur de la trajectoire du CdP à l'intérieur de la surface de l'ellipse (Figure 12). Cette variable permet de définir une certaine image de l'énergie dépensée. Si LFS est supérieur à 1, le sujet aura dépensé plus d'énergie. En revanche, il n'est pas possible à l'aide de cette mesure de faire une quantification exacte de l'énergie dépensée.

$$LFS = \frac{L}{396\, e^{0.0008S}}$$

(*Normes AFP85)

LFS*	Limite de confiance minimale	Limite de confiance maximale	Moyenne
UC (yeux ouverts)	0.72	1.37	1.00
UC (yeux fermés)	0.70	1.44	1.00

3.2 Capteurs inertiels

3.2.1 Généralités

Pour l'analyse de certains mouvements corporels, il est possible d'utiliser des capteurs inertiels, qui permettent d'obtenir des mesures précises, reproductibles et indépendantes de l'interprétation de l'opérateur. Cela en fait un très bon complément des tests cliniques validés et classiquement utilisés dans la démarche diagnostique.

La méthode est fondée sur l'utilisation d'un accéléromètre généralement couplé au minimum à un gyroscope afin de détecter les accélérations linéaires, angulaires et les inclinaisons. Il s'agit d'un dispositif portatif, sous la forme de boîtiers à disposer sur le corps et qui, par des algorithmes de fusion, permet de déterminer des paramètres spatio-temporels avec précision.

L'appareil utilisé dans notre étude est l'I4Motion© (Figure 13), commercialisé par Techno Concept© en France. Ce système miniature de capture du mouvement 3D sans fil se compose de deux boitiers et d'un logiciel de récupération des données permettant de lire en temps réel celles-ci, puis de les analyser. C'est un appareil qui peut restituer à une fréquence de 100 Hz différentes valeurs grâce au couplage d'un accéléromètre (accélérations 3D du boîtier), d'un gyroscope (angles de Cardan) et d'un magnétomètre (champ magnétique terrestre 3D).

Un tel dispositif n'est évidemment pas invasif, il est de faible encombrement (masse de 25 grammes), facile d'utilisation (communication en Bluetooth avec un ordinateur dans n'importe quel lieu) et surtout complètement autonome. Ce système permet d'étudier des mouvements dans les trois plans de l'espace.

Figure 13 : Système de capture du mouvement 3D I4Motion© (Techno Concept, 2009)

3.2.2 Variables étudiées

Plusieurs valeurs peuvent ainsi être relevées par le système, puisqu'il permet de capter et restituer les mouvements dans les trois plans de l'espace. Ainsi, la technologie utilisée permet d'obtenir des données en accélérométrie, gyroscopie et magnétométrie.

Dans notre étude, nous avons souhaité retenir les valeurs permettant le calcul de l'amplitude du mouvement lombaire.

3.2.2.1 Variables du gyromètre : angles de cardan

Elle concerne la vitesse angulaire du capteur. Selon les recommandations d'une précédente étude effectuée en 2012 (Larivière *et al.*[130]), pour le positionnement des boîtiers, nous avons disposé les marqueurs sur les points anatomiques de référence sur la peau : processus épineux de la 12ème vertèbre dorsale et de la 1ère vertèbre sacrée. Les boîtiers sont fixés par le biais d'un support plastique avec une bande adhésive élastique, ceci afin d'éviter de solliciter les caractéristiques conductrices de la peau.

En physiologie, le mouvement du rachis lombal en position debout met également en jeu la mobilité des membres inférieurs avec un déport obligatoire du centre de gravité pour maintenir la stabilité. C'est pourquoi, pour la prise de mesure, nous avons opté pour la position assise, pieds au sol, comme position de référence. Ainsi, l'appareil capte uniquement le mouvement lombaire, sans artefact des mouvements sous-jacents (Figures 14 et 15).

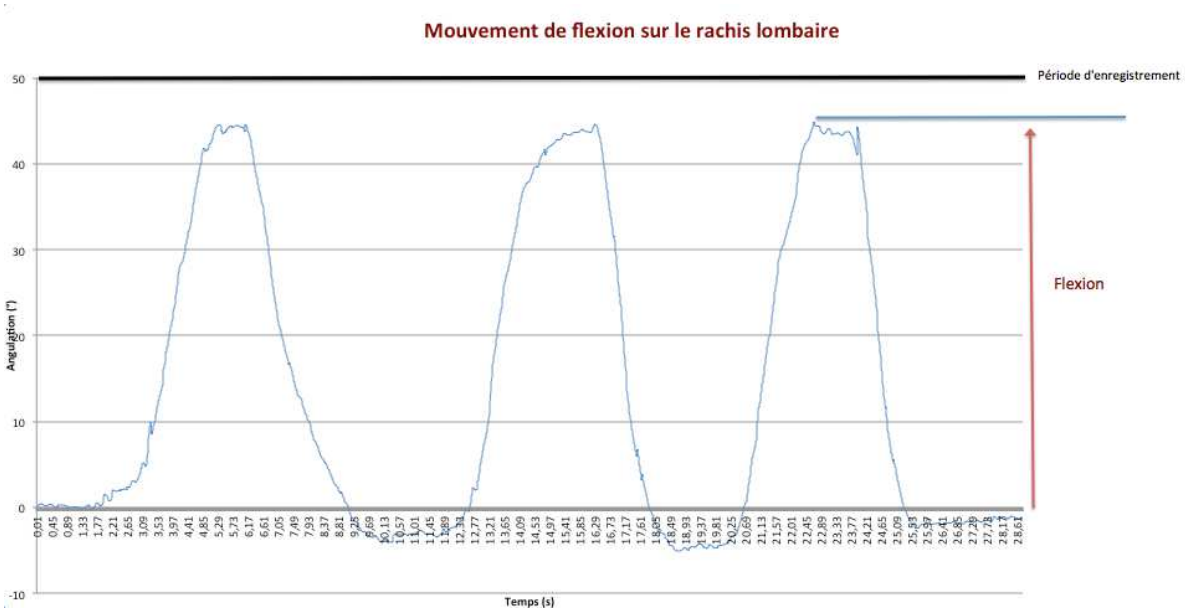

Figure 14 : Cinématique du rachis lombaire en flexion (Techno Concept, 2013)

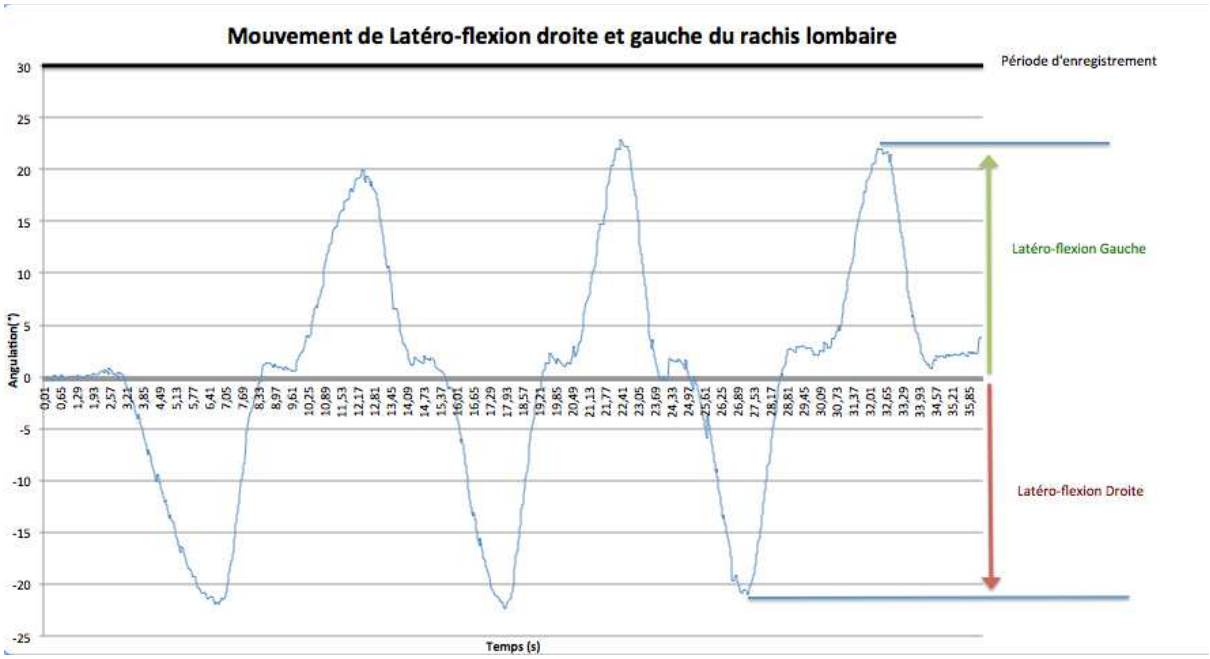

Figure 15 : Cinématique du rachis lombaire en inclinaisons droite et gauche (Techno Concept, 2013)

Pour chaque prise de mesure, nous avons appliqué la même séquence (Bonnet et al.[131]). Elle se compose de trois mouvements similaires répétés en flexion lombaire (mouvement vers l'avant), avec retour en position neutre, puis également trois mouvements en inclinaison droite puis gauche (mouvements sur le côté), avec retour en position de référence entre les deux. Pour chacune de ces trois orientations, le résultat des mobilités correspond à la moyenne des trois mouvements, afin de lisser les potentielles incohérences dans l'amplitude des mouvements.

Les données obtenues correspondent au calcul des angles de cardan (Tupling et Pierrynowski[132], Grood et Suntay[133]). Ce calcul s'effectue en plusieurs étapes : calcul des vecteurs unitaires des repères des segments puis calcul de la matrice de rotation exprimant les rotations en trois dimensions d'un repère à l'autre, calcul de la matrice de décomposition et identification des angles.

Suivant les recommandations de l'International Society of Biomechanics (ISB – Wu *et al.*[134]), dans un repère orthonormé (0,X,Y,Z), X correspond à l'axe flottant, Y à l'axe du segment distal et Z à l'axe du segment proximal. A partir de là, quel que soit l'ordre de rotation,

conventionnellement l'angle α est autour de l'axe Z, l'angle ß autour de l'axe X et l'angle ϒ autour de l'axe Y.

La matrice de décomposition obtenue correspond au calcul de la rotation R selon la formule :

$$\boldsymbol{R = Ry.Rx.Rz}$$

$$\begin{pmatrix} \cos(\alpha)\cos(\gamma) - \sin(\alpha)\sin(\beta)\sin(\gamma) & \cos(\gamma)\sin(\alpha) + \cos(\alpha)\sin(\beta)\sin(\gamma) & -\cos(\beta)\sin(\gamma) \\ -\cos(\beta)\sin(\alpha) & \cos(\alpha)\cos(\beta) & \sin(\beta) \\ \cos(\alpha)\sin(\gamma) + \cos(\gamma)\sin(\alpha)\sin(\beta) & \sin(\alpha)\sin(\gamma) - \cos(\alpha)\cos(\gamma)\sin(\beta) & \cos(\beta)\cos(\gamma) \end{pmatrix}$$

L'amplitude de chaque mouvement est ensuite calculée par la différence faite entre les données du boîtier supérieur et celle du boîtier inférieur.

A l'heure actuelle, il n'existe pas de valeurs normées par tranche de population (âge, sexe, morphologie…), chaque sujet restant son propre témoin. Pour autant, la précision angulaire à une fréquence d'échantillonnage à 100 Hz est de +/- 1 degré.

3.3 Système de capture de mouvement optoélectronique

3.3.1 Généralités

Le système ViCon® est un outil de mesure du mouvement en 3D. C'est un système optoélectronique, qui à partir des caméras infrarouges émettrices réceptrices, capte le mouvement dans l'espace de marqueurs réfléchissants posés sur la peau du sujet.

Le matériel utilisé dans notre étude est constitué de huit caméras infrarouges (caméras MX, 1 Mpixel). La fréquence d'acquisition est de 100 Hz. Les incertitudes de reconstruction 3D Root Mean Square (RMS) et maximales (Kwon et Casebolt[135]) sont respectivement égales à 0,07 mm et 0,5 mm.

A partir de l'enregistrement cinématique des marqueurs placés sur le sujet, la reconstruction de la position de son centre de masse global et de chacun de ses segments est réalisée à partir du modèle anthropométrique de De Leva[136].

La reconstruction de la vitesse du centre de masse du sujet et de chacun de ces segments est réalisée par dérivation du signal par la méthode des moyennes glissantes.

Les paramètres angulaires d'amplitudes maximales du mouvement (AROM - Barelle *et al*.[137]) sont aussi calculés à partir des coordonnées des différents marqueurs placés sur le sujet.

Pour chaque segment du membre inférieur (pied, jambe, cuisse), son orientation est déterminée à chaque instant à l'aide des matrices de Newton-Euler et des orientations des référentiels propres à chaque segment, en accord avec les recommandations de l'ISB (Wu *et al*.[134]).

Pour chaque cycle de marche, l'AROM de chaque segment est défini par la variation moyenne d'orientation maximale de chaque segment en trois dimensions au cours des cycles de marche.

Avant chaque expérimentation, une phase de calibrage est nécessaire afin d'augmenter la précision de la reconstruction en trois dimensions. Dans un premier temps, on positionne dans le champ des caméras un objet de calibrage statique qui définit les axes du repère global dans lequel les coordonnées des marqueurs sont enregistrées (la salle d'expérimentation). Dans un deuxième temps, on positionne dans le champ des caméras un objet de calibrage dynamique cette fois, qui définit les limites de l'espace de travail (l'espace de la salle dédié à la marche).

3.3.2 Variables étudiées

Dans notre étude, les déplacements s'opèrent dans un couloir rectiligne d'une distance de 10,20 mètres matérialisé au sol et chaque sujet effectue cinq passages d'au moins dix cycles de marche, afin que l'analyse porte sur une « vitesse de croisière » et non sur l'initiation et/ou l'arrêt de la marche (Winter et Yack[138], Winter[139], Coutts[140], Chong *et al*.[141]).

Pour chaque essai, le sujet est équipé de 38 marqueurs passifs rétro-réfléchissant sphériques de diamètre de 15 mm. Ces marqueurs sont placés sur : la tête (4), les acromio-claviculaires (2), les bras (2), l'épicondyle latérale des coudes (2), les avants bras (2), les poignets (4), la tête des deuxièmes métacarpes (2), le manubrium sternal (1), le processus xiphoïde du sternum (1), C7 et T10 (2), les épines iliaques antéro et postéro-supérieures (4), les cuisses (2), l'épicondyle latérale des genoux (2), les jambes (2), les malléoles externes (2), les calcanéum (2) et la tête des deuxièmes métatarses (2).

L'enregistrement des données correspond à l'identification de chaque marqueur tout au long de chaque passage (Figure 16). Ces données nécessitent par la suite un traitement afin d'être interprétables.

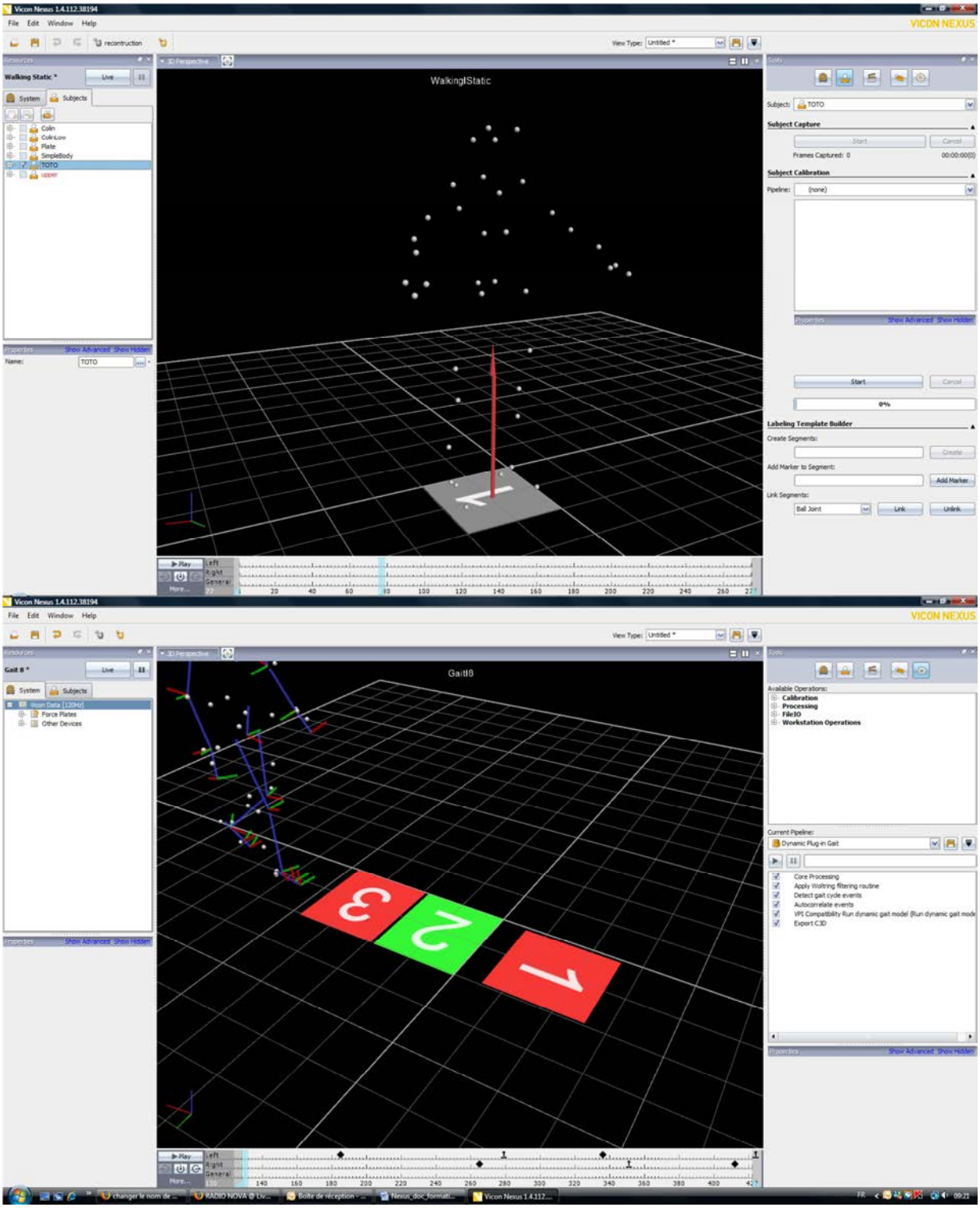

Figure 16 : Visualisation des marqueurs (Nexus, 2014)

Le sujet réalise l'exercice à partir d'un signal verbal de l'expérimentateur. La vitesse de déplacement du sujet est laissée à son libre choix. Une période de cinq minutes de repos est observée entre chaque essai, afin de limiter les effets liés à la fatigue.

Pour chaque essai, l'enregistrement cinématique du sujet est réalisé sur une distance de cinq mètres au centre du couloir afin de s'assurer de la stabilité de la vitesse de déplacement (Winter et Yack[136], Najafi *et al*.[142]) et de respecter la distance minimale de 2,5 mètres permettant à un sujet âgé fragile d'atteindre une vitesse de marche stabilisée (Webster *et al*.[143], Lindemann *et al*.[144], Kirkwood *et al*.[145]).

3.3.2.1 Variables spatio-temporelles

Dans le cadre de l'analyse de la marche, les variables spatio-temporelles correspondent à la longueur de la foulée, la durée du cycle de marche et la durée du déroulement de l'appui. La longueur de la foulée est obtenue en faisant la différence entre les coordonnées de deux poses subséquentes du talon par rapport à l'axe antéro-postérieur. La durée du cycle de marche est définie entre les instants de deux contacts subséquents du talon. La durée du déroulement de l'appui est la durée entre l'instant où le talon touche la plate-forme de force et l'instant où les orteils quittent la plate-forme de force.

3.3.2.2 Variables cinématiques

Toujours en ce qui concerne l'analyse de la marche, les variables cinématiques sont la vitesse du centre de gravité du corps, l'angle du pied par rapport à l'axe d'avancement dans le plan horizontal et l'angle de la jambe par rapport à la cuisse. La vitesse du centre de gravité du corps est obtenue par dérivation de la position du centre de gravité du corps. La dérivation choisie est la dérivation centrée sur cinq points. Les angles sont calculés à partir des coordonnées de deux vecteurs projetés dans un des trois plans définissant le repère global (frontal, sagittal et horizontal).

3.3.2.3 Variables dynamiques

Les variables dynamiques étudiées sont les forces de réaction du sol, les forces d'inertie segmentaires et les forces et moments articulaires. Les forces de réaction du sol sont mesurées par les deux plates-formes de force positionnées au centre du chemin de marche. L'équation fondamentale de la dynamique (1) met en évidence que chaque segment

contribue à la génération des forces externes. En effet, les forces externes sont égales à la masse du corps multiplié par l'accélération du centre de gravité du corps :

$$\sum \vec{F}_{ext/R} = M \,.\, \vec{a}_G = \sum m_s \,.\, \vec{a}_{G_S} \quad (1)$$

$$\vec{P}_{corps} + \vec{R}_{sol} = \sum m_s \,.\, \vec{a}_{G_S} \,, (2) \text{ et donc}$$

$$\vec{R}_{sol} = \sum m_s \,.\, (\vec{a}_{G_S} + \vec{g}) \quad (3)$$

Avec M *: masse du corps,* $\vec{a}_G$ *: accélération du CdG du corps,* m_s *: masse du segment s,* $\vec{a}_{Gs}$ *: accélération du CdG du segment s,* $\vec{F}_{ext/R}$ *: forces externes appliqué au corps,* $\vec{P}_{corps}$ *: poids du corps,* $\vec{R}_{sol}$ *: réaction du sol sous l'effet du corps,* $\vec{g}$ *: force de gravité.*

Les équations (1) et (3) représentent la somme des forces d'inertie de l'ensemble des segments composant le corps. Pour calculer les variables 'forces d'inertie segmentaires', les centres de gravité des segments doivent être déterminés puis leurs coordonnées doivent être dérivées deux fois pour obtenir leurs accélérations.

Les forces et moments articulaires sont calculés via les équations (4) et (5) :

$$\sum \vec{F}_{ext/R} = m \,.\, \vec{a}_{G/R} \quad (4)$$

$$\sum \vec{M}t_{pi}\left[\vec{F}_{ext}\right]/R + \sum \vec{C}_{pi_{ext}}/R = \frac{d\vec{L}_{pi}}{dt}/R \quad (5)$$

avec $\vec{F}_{ext/R}$ *: force externe dans le repère global (R) ;* m *: masse du corps ;* $\vec{a}_{G/R}$ *: accélération du centre de gravité du corps dans le repère global (R) ;* $\vec{M}t_{pi}\left[\vec{F}_{ext}\right]/R$ *: moments des forces externes dans le repère global exprimé au point proximal ;* $\sum \vec{C}_{pi_{ext}}/R$ *: couples externes dans le repère global exprimé au point proximal ;* $\frac{d\vec{L}_{pi}}{dt}/R$ *: variation du moment cinétique du corps i dans le repère global.*

Comme évoqué plus haut, il est nécessaire de traiter les données « brutes » obtenues. Ainsi, il existe une première étape appelée interpolation, qui consiste à combler les pertes de visualisation des marqueurs durant l'enregistrement. Cela peut arriver quand une partie du corps se superpose à une autre (croisement des membres inférieurs, balancement des membres supérieurs…). La méthode d'interpolation que nous avons employée s'effectue à l'aide de splines cubiques qui permettent de conserver une continuité logique dans le signal.

Ensuite le traitement des données via le logiciel Matlab© (de la société Mathworks©) permet de sélectionner les variables utiles à la discussion. Dans notre étude, en nous fondant sur le protocole et les résultats de Barrelle *et al*.[137], ainsi qu'en fonction de nos propres objectifs de recherche, nous avons opté pour la vitesse du centre de masse, la longueur du cycle de marche et l'amplitude de mouvement des hanches, genoux et chevilles.

Ainsi, à partir de deux occurrences homolatérales consécutives d'appui du talon au sol, le cycle de marche de chaque sujet a été défini. Sur cette base, la longueur du cycle de marche et la vitesse du centre de masse durant ce cycle ont été calculées à l'aide d'un algorithme.

De plus, l'amplitude de mouvement des trois articulations concernées (hanche, genou, cheville) sur un cycle de marche est calculée dans le plan sagittal défini par le sens de déambulation et la verticale. A partir du calcul des angles des segments du membre inférieur (angles de cuisse, de jambe et de pied), définissant ces trois articulations, leur amplitude a été définie par l'intervalle entre la valeur maximale de flexion et la valeur maximale d'extension (du nom des mouvements physiologiques sur le plan sagittal).

Enfin, nous nous sommes fondés sur les conclusions d'une étude récente (Gouelle *et al*.[146]) pour calculer le Gait Variability Index (GVI). Ce coefficient apporte une quantification de la « stabilité » de neuf paramètres spatio-temporels durant les cycles de la marche : longueur du pas, longueur du cycle, durée du pas, durée du cycle, durée de la phase oscillante, durée de la phase d'appui, durée du simple appui, durée du double appui et vitesse de marche. Ce calcul a le mérite d'effectuer une analyse globale de la variabilité des cycles de marche d'un sujet.

Ainsi, pour un individu α, on multiplie 18 (neuf pour le pied droit et neuf pour le pied gauche) paramètres p_n par leur coordonnée factorielle respective $\int_n$ et on en fait la somme (1).

$$s^{\alpha} = \sum_{1}^{18} (p_n \cdot f_n) \quad (1)$$

Cette dernière est comparée à la somme moyenne de la population de référence s^{HP} (2).

$$d^{\alpha,HP} = \left\| s^{\alpha} - s^{HP} \right\| \quad (2)$$

Une transformation logarithmique est appliquée pour le calcul d'un index brut (3).

$$GVI^{\alpha}_{raw} = \ln\left(d^{\alpha,HP}\right) \quad (3)$$

Ensuite, le nombre de déviations standards (SD) entre l'index brut de l'individu α et l'index brut de la population de référence est calculé (4).

$$zGVI^{\alpha}_{raw} = \frac{GVI^{\alpha}_{raw} - Mean(GVI^{HP}_{raw})}{S.D.(GVI^{HP}_{raw})} \quad (4)$$

Par convention, le GVI est alors multiplié par 10 et soustrait de 100 (5).

$$GVI^{\alpha} = 100 - 10 \times zGVI^{\alpha}_{raw} \quad (5)$$

Enfin le GVI moyen est obtenu à partir des GVI droite et gauche.

En considérant par définition le GVI moyen comme 100 et la déviation standard comme 10, un score du GVI ≥ 100 correspond à une stabilité de l'individu au minimum égale à celle de la population de référence. Si le GVI= 90, c'est que 10 points ont été retranchés, soit la valeur de la déviation standard, ce qui signifie que l'individu a une variabilité plus importante que la population de référence et donc une stabilité moins grande.

3.4 Le traitement ostéopathique

3.4.1 Généralités

Pour chacune des études expérimentales, un traitement ostéopathique a été proposé aux sujets, afin d'évaluer ses incidences sur les résultats des critères de jugement utilisés, par rapport à un groupe témoin.

Comme le rappelle le répertoire professionnel de formation (Tardif[147]), la démarche de soins en Ostéopathie ne correspond pas à l'application d'un protocole de techniques similaire à tous les patients. Avant de prétendre soigner un patient, l'ostéopathe procède à un interrogatoire (anamnèse) qui permet de répertorier les différentes causes possibles de mode de survenue du symptôme, de la maladie ou de la douleur que présente le patient et d'identifier son mode de vie ainsi que ses habitudes professionnelles et/ou sportives.

L'examen clinique, qui suit l'interrogatoire, correspond à la conduite d'une investigation sensorielle, notamment visuelle et palpatoire (observation, auscultation, palpation, percussion…) affinant l'élaboration du raisonnement clinique. Cette démarche aboutit à l'énoncé d'un diagnostic d'opportunité ostéopathique à l'appui de plusieurs dysfonctions somatiques que présente le patient.

Une dysfonction somatique se définit comme « *une fonction altérée ou diminuée des composantes du système somatique (squelette, articulations et structures myofasciales) ainsi que des éléments vasculaires, lymphatiques et neurologiques correspondants* » (Tardif [147]).

Les signes cliniques illustrant une dysfonction somatique au niveau d'une articulation « *sont classiquement décrits grâce à l'acronyme SART (Sensibilité/douleur, Asymétrie des repères osseux, Restriction de la mobilité articulaire passive, modifications de la Texture des tissus mous environnants)* » (Tardif[147], Rumney[148], Williams[149], Sleszynski *et al*.[150]).

Ensuite, en lien avec le diagnostic d'opportunité et avec le consentement éclairé du patient, l'ostéopathe élabore et applique le traitement manuel adapté afin d'améliorer l'état de santé du patient.

Ainsi, même si la typologie de patients est la même (ici, ce sont des personnes âgées autonomes dont il s'agit), les causes de d'instabilité, de douleur, de chutes… demeurant individuelles, il apparaît évident que le traitement ostéopathique adapté ne pouvait être qu'un enchaînement de techniques ostéopathiques appropriées aux différentes dysfonctions somatiques identifiées chez chacun d'entre eux.

3.4.2 Mode d'action du traitement ostéopathique

Rappelons que notre travail de recherche n'a pas pour prétention d'expliquer le mécanisme d'action d'une technique ostéopathique, mais à objectiver l'effet du traitement ostéopathique sur une population donnée. C'est pourquoi nous avons organisé les protocoles expérimentaux et utilisé des outils de mesure en ce sens.

Sur le plan clinique, dans la pratique ostéopathique, nous sommes fréquemment confrontés aux effets du vieillissement sur l'équilibre et sur la marche. Comme il existe très peu d'articles publiés sur les effets de l'Ostéopathie, nous souhaitions apporter un crédit scientifique à nos constatations cliniques.

Nous pouvons préciser que, dans le cadre des études expérimentales menées, le but principal des traitements ostéopathiques proposés a été de redonner de la mobilité aux articulations limitées en amplitude (illustration d'une dysfonction somatique).

Une dysfonction somatique articulaire semble maintenue dans le temps par l'activité neuro-musculaire locale, précisément au niveau du fuseau neuromusculaire (Korr 1975[151], Korr 1986[152], Korr 1991[153]). Associés aux récepteurs de Golgi, qui, eux, se situent dans les tendons, les fuseaux neuromusculaires sont des récepteurs sensoriels intramusculaires qui jouent un rôle fondamental dans la proprioception (perception des différents segments du corps dans l'espace). A l'intérieur d'un muscle strié (Figure 17), chaque fuseau neuromusculaire comprend des fibres spécifiques, dites intrafusales, dont la partie centrale (ou équatoriale) n'est pas contractile alors que les parties distales (ou polaires) le sont. Les fibres intrafusales sont stimulées par les motoneurones gamma (alors que les fibres extrafusales sont innervées par les motoneurones alpha). A ce système moteur s'adjoint un réseau sensitif composé de deux types de fibres nerveuses intrafusales : les fibres Ia (responsables de l'information liée aux récepteurs dynamiques lorsque le muscle se contracte) et les fibres II (responsables de l'information provenant des récepteurs statiques). Ainsi, un fuseau neuromusculaire est capable de renseigner l'organisme sur deux phénomènes : la position du muscle ainsi que son mouvement relatif.

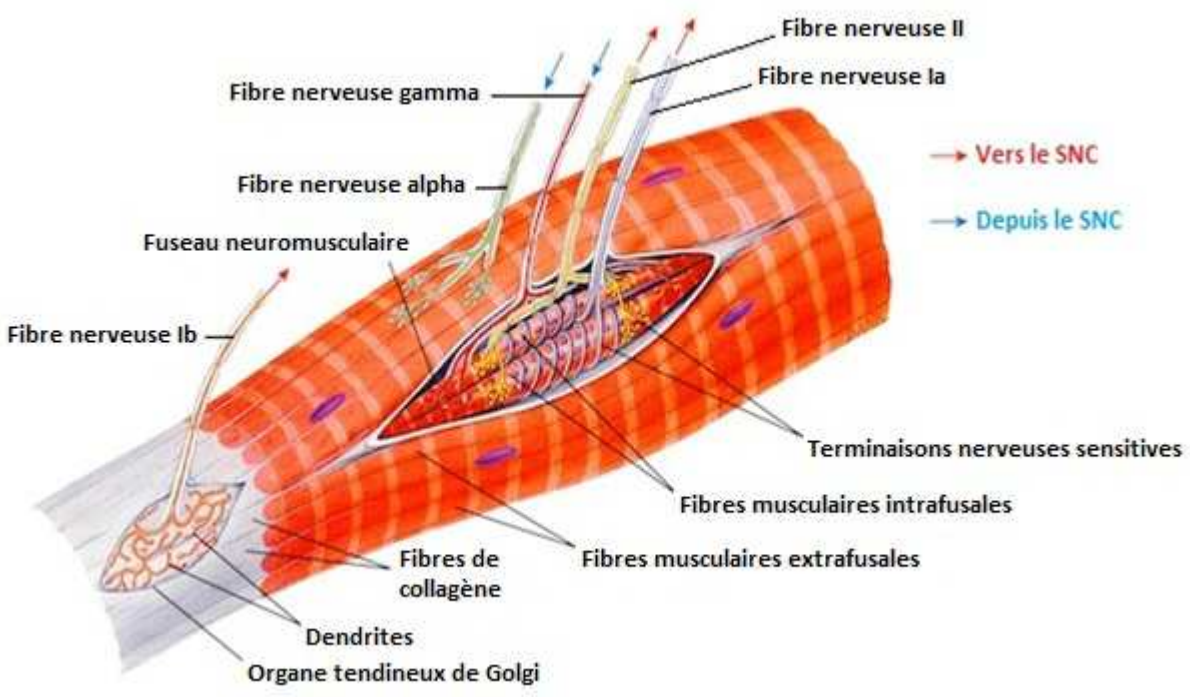

Figure 17 : Situation et composition du fuseau neuromusculaire (Tortora, 2009)

Pour exécuter un mouvement, certains muscles appelés agonistes sont contractés pendant que les muscles limitant le mouvement, appelés antagonistes, sont relâchés. Si l'activité est intense ou répétitive, les muscles antagonistes vont être étirés et plus uniquement relâchés. Or un muscle possède une limite d'étirement, qui provoque une contraction réflexe de celui-ci. Ce phénomène explique comment une articulation sollicitée préserve ses caractéristiques physiques (préservation d'une certaine stabilité entre les muscles agonistes et antagonistes s'insérant autour de ladite articulation).

Par sollicitation répétée ou intense d'un muscle, la stimulation des motoneurones gamma demeure élevée, ce qui a tendance à progressivement entraîner les fibres intrafusales en état de « *raccourcissement chronique* » (Korr[151]), l'afférence sensorielle depuis le fuseau neuromusculaire s'en trouverait modifiée ce qui provoquerait la dysfonction somatique (par effet de « bombardement » excessif d'informations).

Ainsi, la correction de la dysfonction somatique reviendrait à « inhiber » localement l'activité exacerbée des motoneurones gamma, afin de « casser » le cercle vicieux préalablement généré et, ainsi, de restaurer les amplitudes fonctionnelles de l'articulation concernée (Rogers *et al*.[154], Meleger et Krivickas[155]).

Pour ce faire, l'ostéopathe peut utiliser des techniques de mobilisations différentes, adaptées à la physiologie de l'articulation concernée, sans jamais la dépasser.

Par exemple, les techniques dites de haute vélocité et basse amplitude amènent l'articulation dans une des amplitudes limitées : les muscles concernés se retrouvent étirés contre leur résistance. Puis, une impulsion rapide est appliquée, ce qui réduit le « bombardement » du fuseau neuromusculaire (Gal *et al*.[156], Herzog *et al*. 1995[157], Herzog *et al*. 1999[158], Herzog[159]), normalisant ainsi les capacités contractiles des muscles.

Autre exemple, les techniques dites d'énergie musculaire mettent les muscles « raccourcis » en légère tension et s'appuient sur la coopération du patient qui exécute une série de contractions contre résistance (contractions isométriques) entrecoupées de relâchements de même durée, ce qui provoque une inhibition des fibres gamma (Entyre et Abraham[160], Dwain *et al*.[161]).

Exemple suivant, les techniques dites de tissus mous tendent, par le rythme imposé, à favoriser le retour des fibres musculaires à leur niveau de tension d'origine (tonus de base), ce qui normalise l'influx nerveux (Dardzinski *et al*.[162], Wong et Schauer-Alvarez[163]).

Dernier exemple, les techniques dites fonctionnelles placent l'articulation dans le paramètre le plus ample, détendant les muscles agonistes en rapprochant leurs insertions (sans activité motrice), ce qui diminue la stimulation des fibres gamma (Korr[151]).

Chapitre 4 : Résultats cliniques

4. Résultats cliniques

Ce chapitre concerne les résultats cliniques des études expérimentales menées.

4.1 Apport de la stabilométrie pour les mesures de stabilité debout

4.1.1 Objectifs de l'étude

En simplifiant, la posture peut être résumée par le maintien actif de toutes les parties du corps humain dans l'espace. Le système postural a quant à lui un caractère complexe et représente un système multimodalitaire.

Le système postural d'aplomb nécessite une coordination intègre.

La marche est, dans la littérature, comparée à une activité automatique et coordonnée (Viel[164], Oberg[60], Mills et Barrett[165]). C'est là encore un phénomène plus complexe qu'il n'y paraît, mais on peut dire qu'il s'agit de l'association d'une dynamique de propulsion et d'un maintien de la stabilité debout.

La posture et la marche nécessitent l'intégrité de grands systèmes nerveux (Perkin[166], Vibert *et al*.[167], Nadeau *et al*.[168]) :

- Les voies vestibulaires : elles détectent et informent des accélérations linéaires et angulaires de la tête dans l'espace,

- Les voies cérébelleuses : composées de fibres qui contrôlent l'ajustement du tonus musculaire, la stabilité et les réponses motrices aux stimuli vestibulaires, d'autres fibres qui informent sur la réalisation de l'action motrice pour éventuellement la corriger (proprioception inconsciente) et enfin des fibres dédiées à l'apprentissage moteur,

- Les voies motrices : elles agissent sur les muscles striés pour permettre la mobilisation d'une articulation ou la stabilisation d'une zone en mouvement,

- Les afférences proprioceptives : elles permettent la perception de notre corps, la perception de la position et du mouvement des différentes parties de notre corps et la perception de la force.

Le vieillissement n'est pas une maladie ou un dysfonctionnement mais doit être compris comme une altération progressive des capacités fonctionnelles (DREES[2], HAS[3]). L'état de

santé du sujet âgé dépend principalement de l'intégrité de ses systèmes nerveux, cardio-vasculaire, respiratoire et musculaire.

Dans nos travaux, nous avons délibérément choisi de sélectionner des échantillons de sujets dans la population de personnes âgées saines et autonomes.

En ne prenant pas en considération le sujet âgé atteint d'une pathologie lourde diminuant fortement, voire définitivement, ses capacités fonctionnelles (patients hémiplégiques, cérébelleux…), mais uniquement le sujet âgé sain et autonome, le risque de chute demeure la conséquence d'une diminution de la vitesse de réaction et des capacités d'adaptation à l'environnement. Ainsi, il apparaît essentiel d'intégrer dans la prise en charge du sujet âgé sain l'évaluation de facteurs prédictifs.

L'objectif de l'étude est d'évaluer l'influence du traitement ostéopathique sur les paramètres de stabilité en posture debout des sujets chuteurs et de vérifier si cela permet de les rapprocher des caractéristiques de la population des non-chuteurs.

4.1.2 Protocole suivi

La population source est composée de 33 sujets (19 femmes et 14 hommes) recrutés au sein de la clinique de l'Ecole Supérieure d'Ostéopathie (ESO-Paris) et répartis en deux groupes :

- 15 chuteurs : la chute est définie par le fait d'être tombé au sol au moins une fois dans les trois derniers mois, indépendamment de sa volonté et en dehors d'une cause organique (neurologique, cardio-vasculaire…) ;
- 18 non chuteurs : le « non chuteur » ne déclare aucune chute durant la dernière année.

L'étude se déroule suivant le protocole suivant :

- Groupe « chuteur » :
    - T0 :
        - une série de mesure sur plateforme stabilométrique,
        - une évaluation clinique,
        - un traitement ostéopathique.

- T1 : après traitement
    - une série de mesure sur plateforme,
    - une évaluation clinique.

- Groupe « non chuteur » :
    - T0 :
        - une série de mesure sur plateforme stabilométrique,
        - une évaluation clinique,
        - du repos prolongé (correspondant au temps du traitement proposé aux sujets de l'autre groupe)
    - T1 : après repos
        - une série de mesure sur plateforme,
        - une évaluation clinique.

Les critères de jugements sont composés de la plateforme stabilométrique et de tests cliniques.

La plateforme utilisée est systématiquement la même (plateforme à sabots Feetest 01© assortie du logiciel Posturewin©), dans les mêmes conditions environnementales, visuelles et sonores.

Les modalités de mesure correspondent aux recommandations actuelles, à savoir qu'une série de mesure sur une plateforme étalonnée est validée.

Les paramètres stabilométriques utilisés dans cette étude sont :

- X-moyen (mm) : symétrie du tonus postural
- Y-moyen (mm) : orientation antéro-postérieure
- Surface YO (mm^2) : stabilité du sujet yeux ouverts
- Surface YF (mm^2) : stabilité du sujet yeux fermés
- Quotient de Romberg (SU) : incidence de la vision
- LFS (UC) : dépense d'énergie

Les tests cliniques retenus sont :

- Le « Timed Get Up & Go Test » (une prise de mesures, en secondes) : pour rappel, le sujet qui débute assis, se lève de la chaise, marche trois mètres dans un sens, puis trois mètres en retour, fait le tour de la chaise et s'assoit de nouveau.

- Le « Functional Reach Test » (moyenne de trois essais, en centimètres) : pour rappel, le sujet se tenant debout, un bras à l'horizontal, avance le tronc le plus loin possible sans bouger les pieds et tout en conservant sa stabilité.

- La « Station unipodale » (une prise de mesures, en secondes) : pour rappel, le sujet se tient sur un pied et maintient sa stabilité sans aide le plus longtemps possible (si le maintien persiste, le test est arrêté au bout de 30 secondes).

Entre les deux séries de mesures (T0 puis T1), tous les sujets chuteurs ont suivi un traitement ostéopathique. Le traitement choisi pour chacun des participants suit la conception de traitement « black box », qui est une des options de la recherche clinique (Organisation Mondiale de la Santé[169]). En effet, il s'agit ici que le traitement ostéopathique et toutes ses composantes soient appliqués comme ils le sont dans la situation clinique ordinaire. Dans ce type d'étude aucune des composantes du traitement n'est isolée ou étudiée séparément.

Ainsi, au cours de cette étude, il n'y a pas eu application d'une technique ostéopathique spécifique et identique sur tous les sujets, mais une prise en charge générale en fonction des antécédents et habitus de chacun d'entre eux.

Pour autant, l'orientation principale du traitement ostéopathique a eu systématiquement pour objectif de redonner de la mobilité aux articulations limitées en amplitude.

A la place du traitement ostéopathique, les sujets non-chuteurs ont bénéficié d'une phase de repos correspondant au temps du traitement suivi par les sujets chuteurs, afin de rendre le plus homogène possible les phases de prise de mesures.

4.1.3 Analyse statistique

L'analyse statistique est réalisée à l'aide du logiciel Excel©. Pour les données anthropométriques, nous avons utilisé le test T de Student afin de rejeter ou non l'hypothèse nulle (H_0 : égalité entre les données des deux groupes à 95%). Pour les variables stabilométriques et cliniques retenues, nous avons mesuré les facteurs de variabilité intra-groupes à l'aide de l'ANOVA et les comparaisons inter-groupes par le test de Mann &

Whitney afin de réfuter ou non l'hypothèse nulle (H_0 : égalité entre les variables à 95%). Dans un souci de clarté de présentation et de comparaison, les résultats sont regroupés dans des tableaux récapitulatifs synthétiques.

4.1.4 Résultats obtenus

Le tableau I et la figure 18 évoquent les données anthropométriques (chuteurs : 9 femmes et 6 hommes ; non chuteurs : 10 femmes et 8 hommes).

Tableau I : données anthropométriques

	Chuteurs n=15	**Non chuteurs** n=18	***P***
Age (années)	**68,3 ± 2,7**	**67,7 ± 2,5**	**0,74**
Masse (kg)	**57 ± 6,4**	**54 ± 7,8**	**0,48**
Taille (m)	**1,57 ± 0,05**	**1,63 ± 0,07**	**0,23**
IMC (kg/m^2)	**23 ± 2**	**20,3 ± 1,5**	**0,25**

Valeurs exprimées en moyenne ± écart-type
p correspond au degré de significativité de différence des deux groupes, pour un seuil à 0,05

L'analyse statistique des résultats permet de conclure qu'il n'existe pas de différence significative entre les deux groupes.

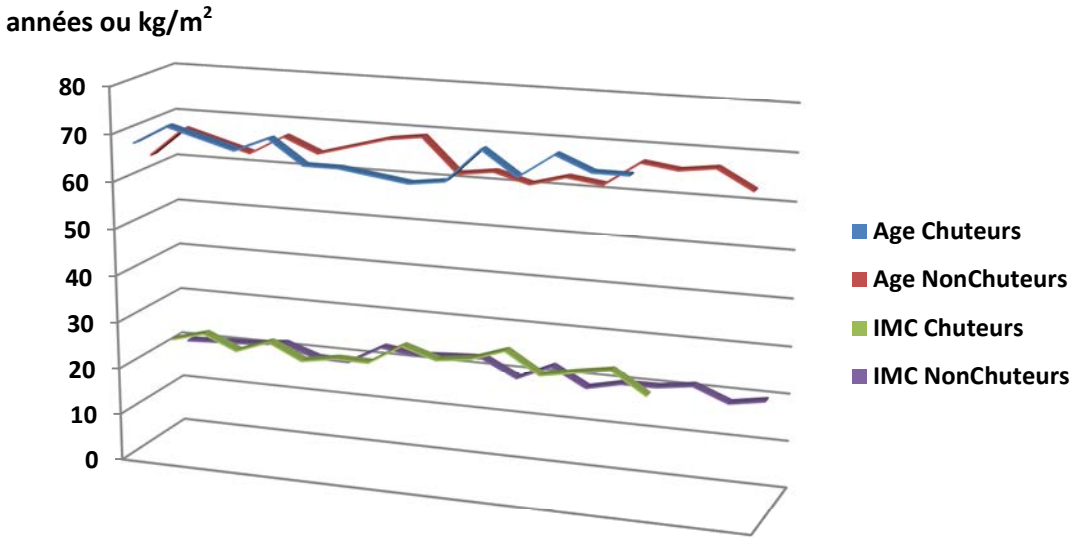

Figure 18 : Homogénéité de l'échantillon sur les critères Age et Indice de Masse Corporelle

Les figures 19 à 22 et les tableaux II, III et IV expriment les données stabilométriques.

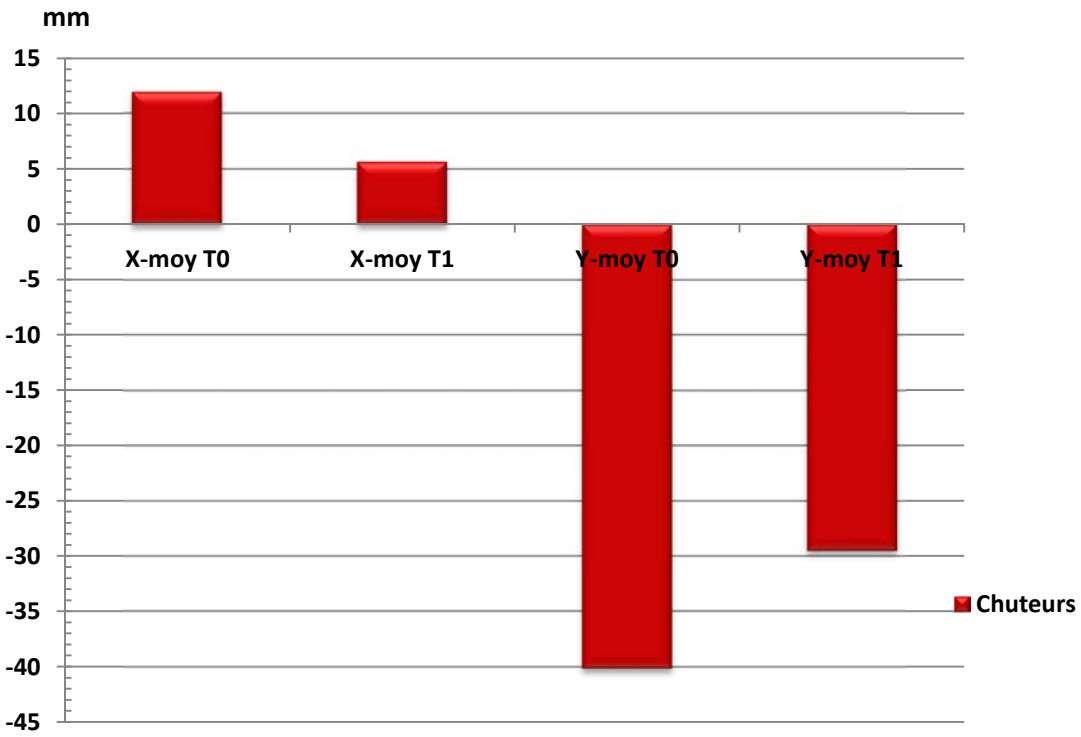

Figure 19 : Valeurs des paramètres X-moyen et Y-moyen des sujets chuteurs (en mm)

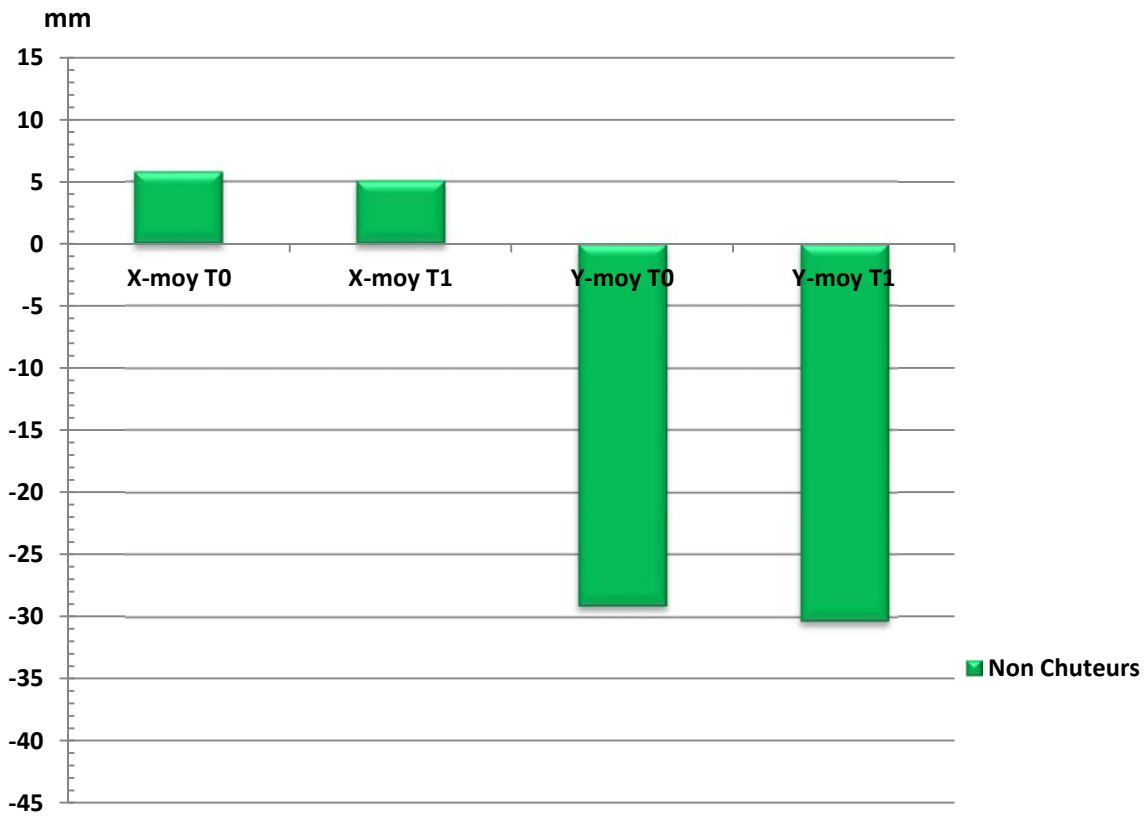

Figure 20 : Valeurs des paramètres X-moyen et Y-moyen des sujets non chuteurs (en mm)

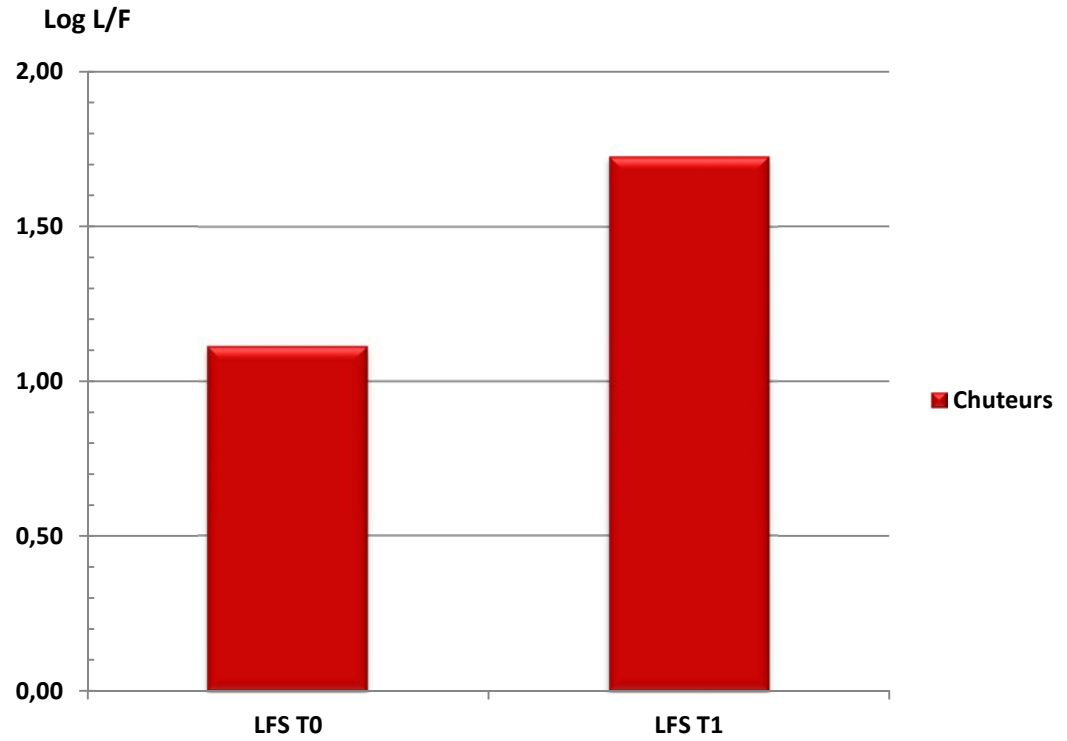

Figure 21 : Valeurs du paramètre LFS des sujets chuteurs (en UC)

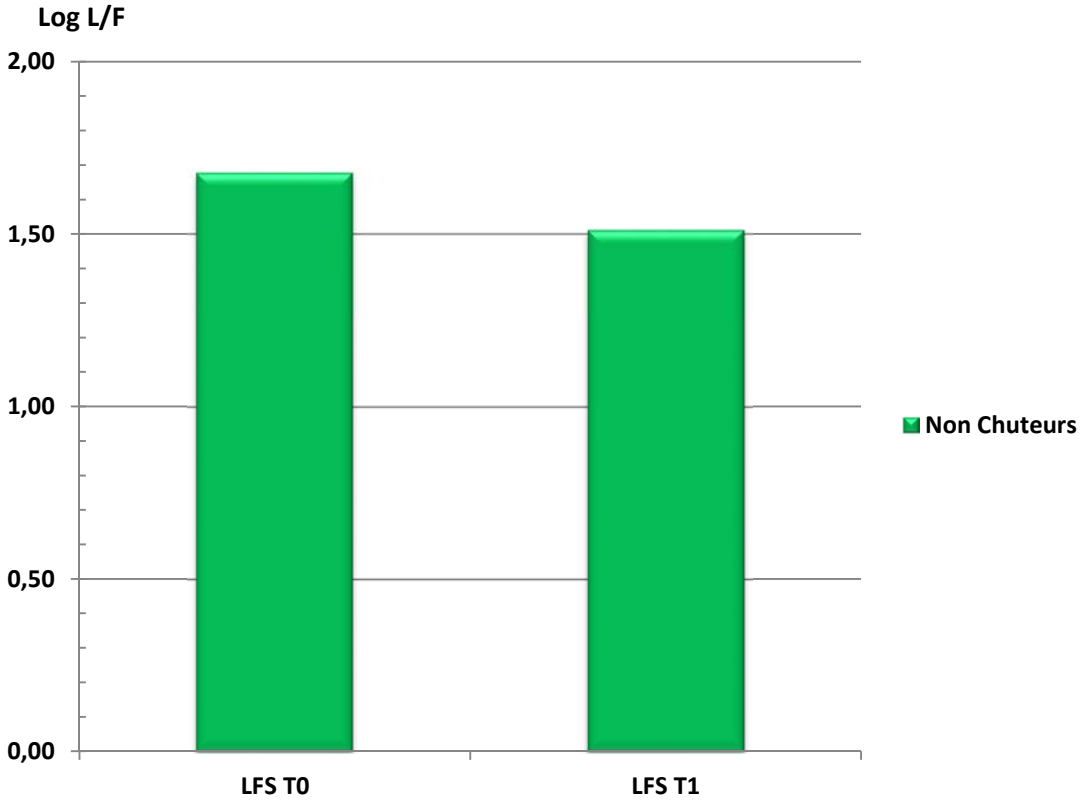

Figure 22 : Valeurs du paramètre LFS des sujets non chuteurs (en UC)

Tableau II : mesures stabilométriques à T0

T0	**Chuteurs**	**Non chuteurs**	***P***
	n=15	**n=18**	
X-moyen (mm)	**12 ± 1**	**6 ± 1**	**0,01[s]**
Y-moyen (mm)	**-40 ± 3**	**-29 ± 7**	**0,02[s]**
Surface YO (mm^2)	**762 ± 191**	**710 ± 420**	**0,17**
Surface YF (mm^2)	**1009 ± 422**	**867 ± 491**	**0,19**
Q. de Romberg (SU)	**131 ± 47**	**156 ± 176**	**0,15**
LFS (UC)	**1,11 ± 0,1**	**1,68 ± 0,4**	**0,01[s]**

Valeurs exprimées en moyenne ± écart-type
p correspond au degré de significativité de différence des deux groupes, pour un seuil à 0,05
[s] correspond à une différence significative

L'analyse statistique des résultats permet de conclure qu'il existe une différence significative entre les deux groupes à T0 pour les données X-moyen, Y-moyen et LFS.

Tableau III : mesures stabilométriques à T1

T1	**Chuteurs**	**Non chuteurs**	***P***
	n=15	**n=18**	
X-moyen (mm)	**6 ± 2**	**5 ± 1**	**0,46**
Y-moyen (mm)	**-29 ± 1**	**-30 ± 6**	**0,12**
Surface YO (mm^2)	**593 ± 242**	**720 ± 413**	**0,09**
Surface YF (mm^2)	**1144 ± 231**	**849 ± 484**	**0,10**
Q. de Romberg (SU)	**251 ± 166**	**162 ± 182**	**0,08**
LFS (UC)	**1,73 ± 0,3**	**1,51 ± 0,4**	**0,36**

Valeurs exprimées en moyenne ± écart-type
p correspond au degré de significativité de différence des deux groupes, pour un seuil à 0,05

L'analyse statistique des résultats permet de conclure qu'il n'existe pas de différence significative entre les deux groupes à T1.

Tableau IV : comparaison des données stabilométriques entre T0 et T1

T0/T1	*P* Chuteurs n=15	*P* Non chuteurs n=18
X-moyen	**0,01[s]**	**0,42**
Y-moyen	**0,01[s]**	**0,27**
Surface YO	**0,01[s]**	**0,66**
Surface YF	**0,07**	**0,56**
Q. de Romberg	**0,01[s]**	**0,68**
LFS	**0,01[s]**	**0,27**

p correspond au degré de significativité de différence des deux périodes, pour un seuil à 0,05
[s] correspond à une différence significative

L'analyse statistique des résultats permet de conclure qu'il existe une différence significative pour le groupe « chuteur » entre T0 et T1 pour les données X-moyen, Y-moyen, Surface Yeux Ouverts, Quotient de Romberg et LFS.

Les tableaux V, VI et VII et les figures 23 à 28 évoquent les données cliniques.

Tableau V : résultats des tests cliniques à T0

T0	Chuteurs n=15	Non chuteurs n=18	*P*
Get Up & Go (s)	**24 ± 11**	**15 ± 5**	**0,01[s]**
Funct. Reach T. (cm)	**11,5 ± 3**	**17,9 ± 2**	**0,01[s]**
Station unipodale (s)	**7 ± 3**	**25 ± 4**	**0,01[s]**

Valeurs exprimées en moyenne ± écart-type
p correspond au degré de significativité de différence des deux groupes, pour un seuil à 0,05
[s] correspond à une différence significative

L'analyse statistique des résultats permet de conclure qu'il existe une différence significative entre les deux groupes à T0, pour les tests Timed Get Up & Go, Functional Reach Test et Station Unipodale.

Tableau VI : résultats des tests cliniques à T1

T1	Chuteurs n=15	Non chuteurs n=18	*P*
Get Up & Go (s)	**17 ± 3**	**16 ± 5**	**0,39**
Funct. Reach T. (cm)	**17,1 ± 3**	**17,9 ± 3**	**0,61**
Station unipodale (s)	**13 ± 4**	**28 ± 2**	**0,01[s]**

Valeurs exprimées en moyenne ± écart-type
p correspond au degré de significativité de différence des deux groupes, pour un seuil à 0,05
[s] correspond à une différence significative

L'analyse statistique des résultats permet de conclure qu'il n'existe pas de différence significative entre les deux groupes à T1 pour les tests Get Up & Go et Functional Reach Test.

Tableau VII : comparaison des données cliniques entre T0 et T1

T0/T1	*P* Chuteurs n=15	*P* Non chuteurs n=18
Get Up & Go (s)	**0,01[s]**	**0,37**
Funct. Reach T. (cm)	**0,01[s]**	**0,75**
Station unipodale (s)	**0,01[s]**	**0,71**

p correspond au degré de significativité de différence des deux périodes, pour un seuil à 0,05
[s] correspond à une différence significative

L'analyse statistique des résultats permet de conclure qu'il existe une différence significative pour le groupe « chuteur » entre T0 et T1 pour les tests Get Up & Go, Functional Reach Test et Station Unipodale.

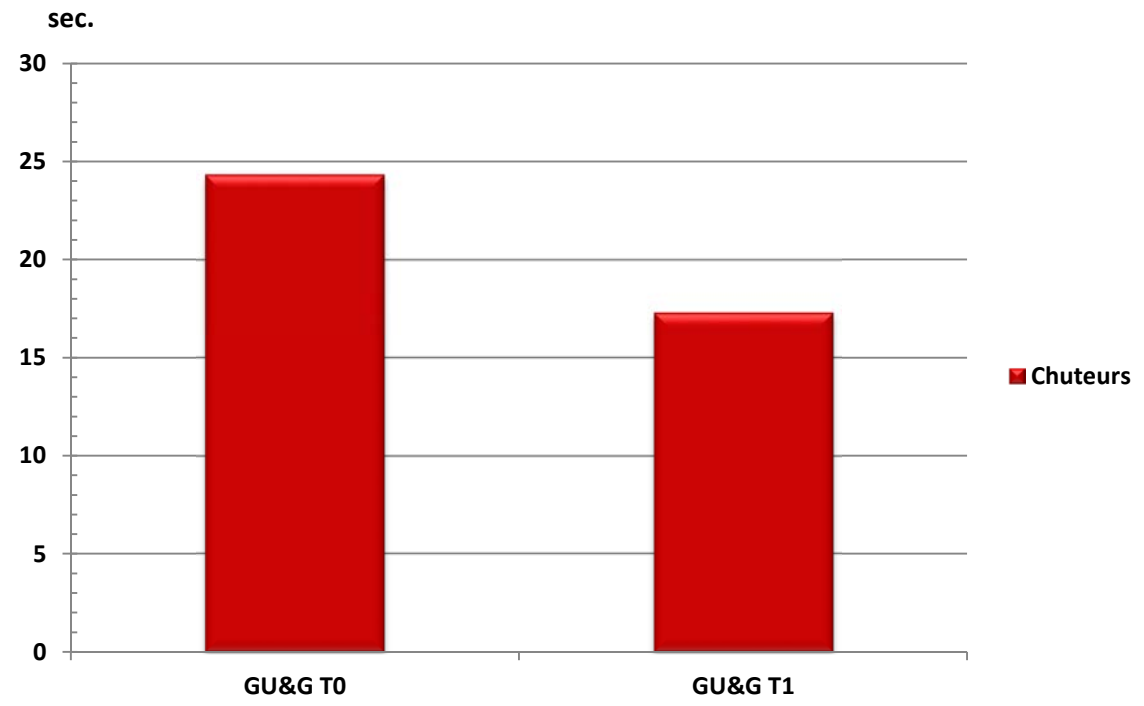

Figure 23 : Valeurs du Timed Get Up & Go Test des sujets chuteurs (en s)

Figure 24 : Valeurs du Timed Get Up & Go Test des sujets non chuteurs (en s)

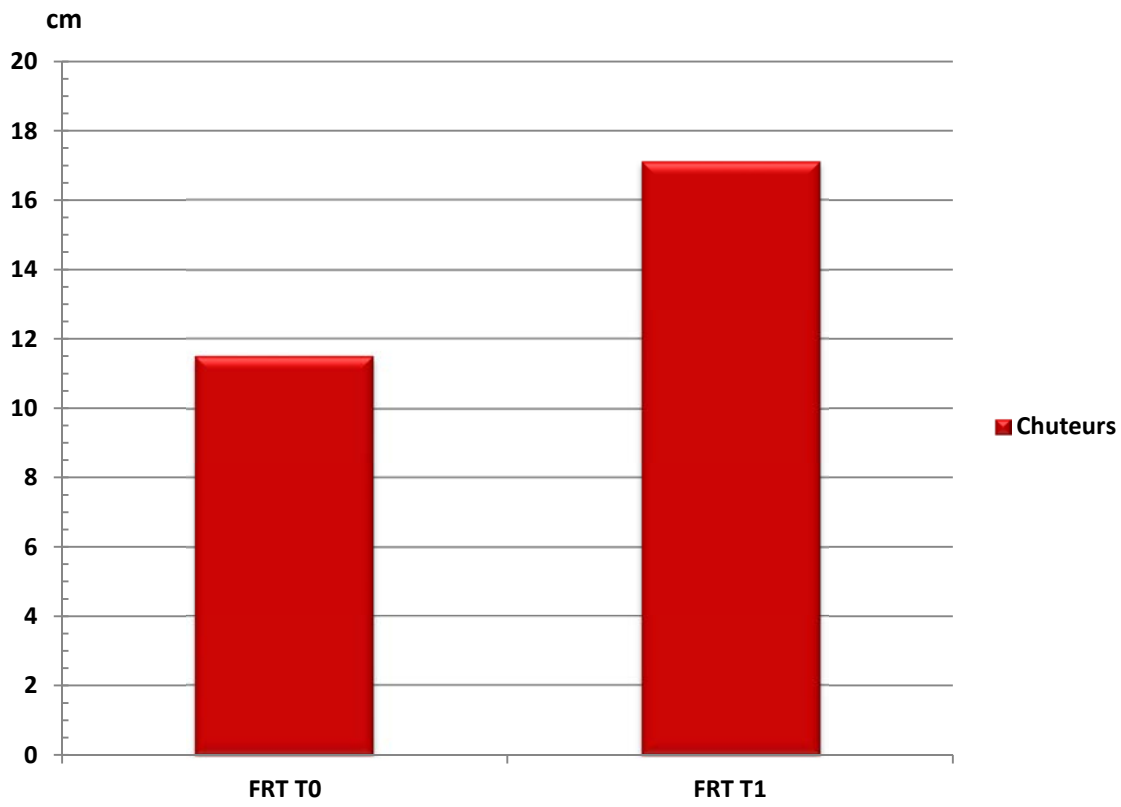

Figure 25 : Valeurs du Functional Reach Test des sujets chuteurs (en cm)

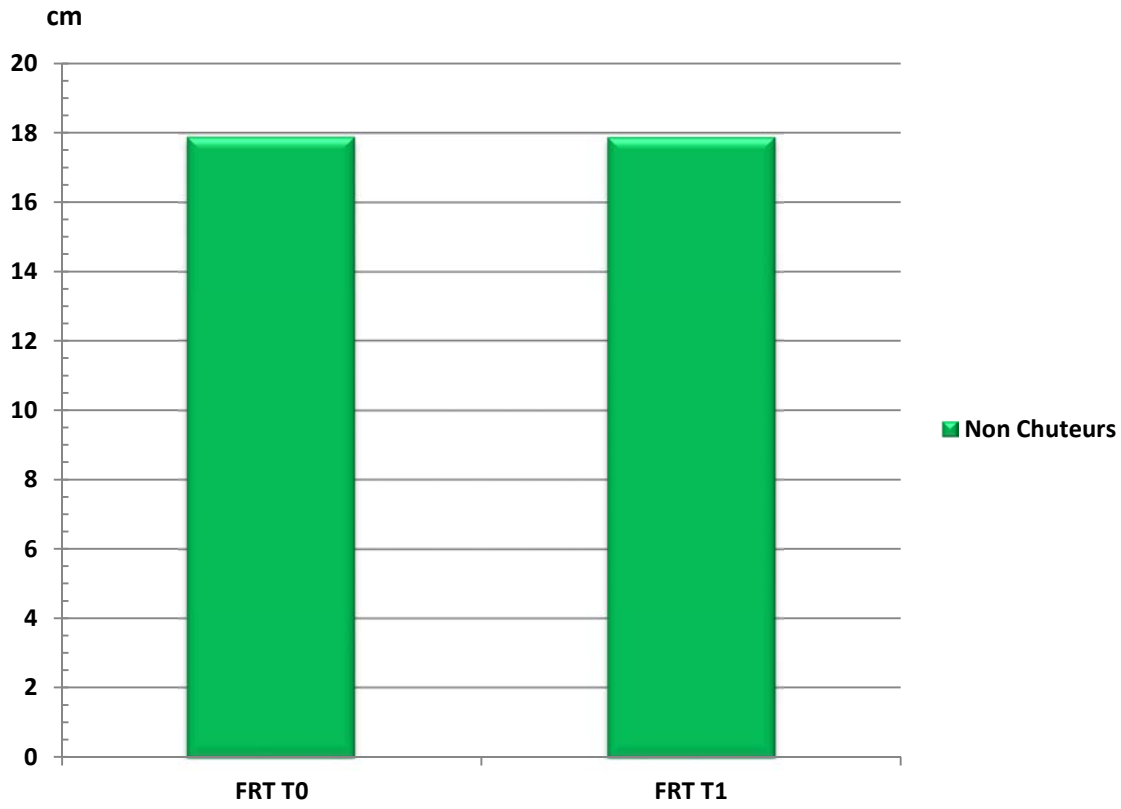

Figure 26 : Valeurs du Functional Reach Test des sujets non chuteurs (en cm)

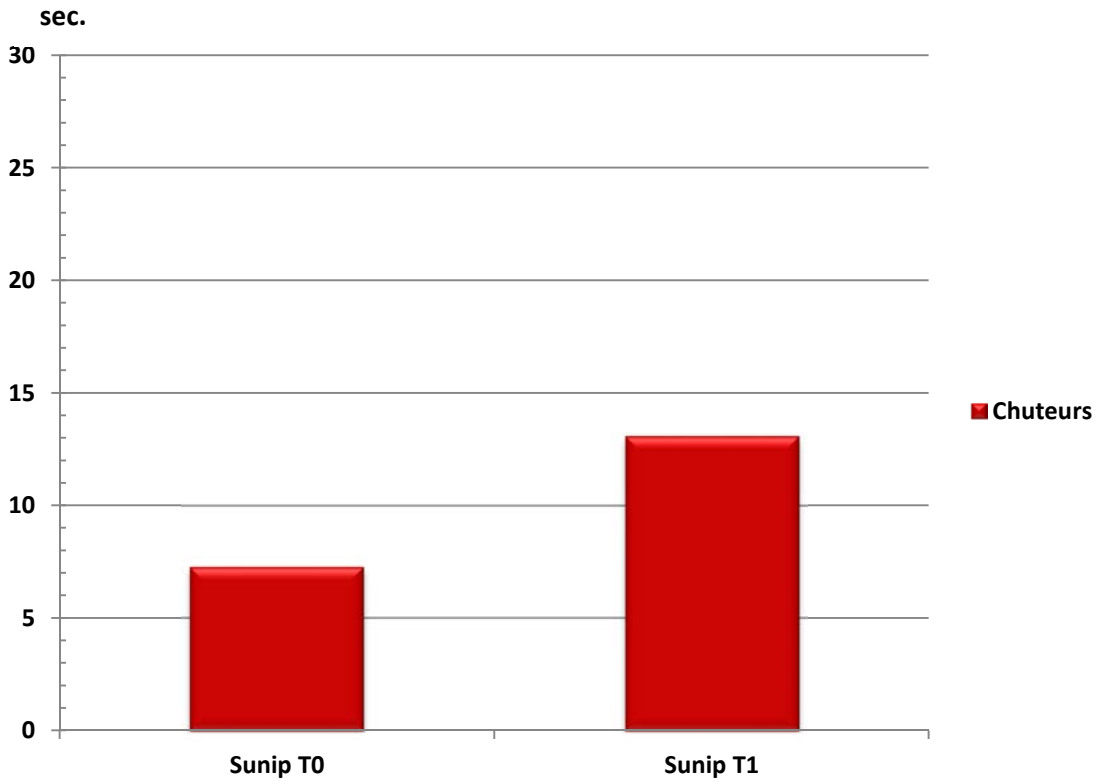

Figure 27 : Valeurs du test de Station unipodale des sujets chuteurs (en s)

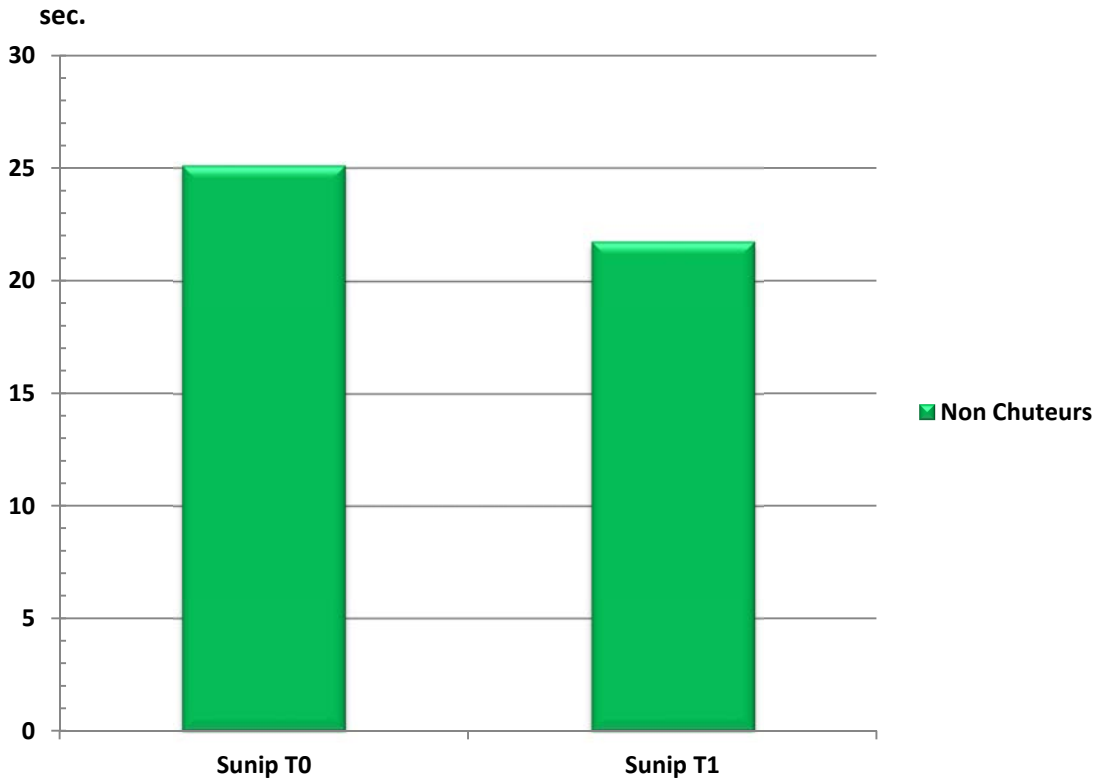

Figure 28 : Valeurs du test de Station unipodale des sujets non chuteurs (en s)

4.1.5 Discussion

Avant de discuter des résultats obtenus, il est intéressant d'évoquer certains éléments de la prise en charge ostéopathique. En effet, lors de l'interrogatoire des sujets, l'historique des chuteurs de notre échantillon n'apporte pas de modèle explicatif homogène :

- Les sujets ont pu chuter aussi bien en avant qu'en arrière, que sur un côté : il n'y a donc pas de prédominance d'un côté plus « atteint » qu'un autre qui est un critère prédictif de gravité selon Tentiller et al.[170] ;
- Ils ont pu chuter à plusieurs reprises mais n'ont pas eu de complications pour autant : selon les mêmes auteurs, la répétition des chutes est également un facteur à prendre en compte si l'état de santé s'aggrave consécutivement ;
- Ils reconnaissent plus ou moins un manque d'activité physique régulière sans pour autant ne plus marcher dans la journée : dans notre échantillon de chuteurs, il n'y a pas de perte systématique d'activité (notamment la marche quotidienne), également facteur d'aggravation et d'isolement.

De plus, l'examen clinique ostéopathique donne quelques pistes intéressantes qui ne se retrouvent pas étayées dans la littérature scientifique. C'est pourquoi, nous faisons état de ces constatations cliniques ici, à titre de compléments d'information :

- La totalité des sujets chuteurs présente des dysfonctions lombaires (mobilité restreinte des vertèbres entre elles) : un lien de cause à effet avec la fréquence des chutes est à investiguer par la suite, puisque dans l'échantillon des non-chuteurs, les sujets ne présentent, eux, pas obligatoirement de dysfonction articulaire lombaire ;
- L'évaluation de la fonction des muscles (bilan musculaire au cours de l'examen clinique) montre que tous les sujets chuteurs présentent une différence de force musculaire des membres inférieurs : il existe donc une distinction d'une jambe à l'autre (un membre plus « fort » que l'autre) dans cet échantillon ;
- Les sujets chuteurs présentent unanimement une symptomatologie douloureuse (lombaire, hanche, genou et/ou cheville) : la plainte peut être source d'instabilité et de fragilité, dont l'intensité est à mettre en relation avec la fréquence des chutes par la suite.

A présent, il est intéressant de noter que la population des 33 sujets est répartie de manière homogène entre les deux groupes (âge, masse, taille). Les données anthropométriques sont comparables, ce qui permet une analyse précise des variables dans les deux groupes.

En ce qui concerne l'interprétation de l'analyse statistique des résultats sur plateforme :

- Le critère X-moyen différencie les deux groupes entre T0 et T1 :
    - Ceci confirme ce que l'on retrouve généralement dans la littérature : les sujets chuteurs ont tendance à déporter le poids du corps d'un côté (Williams *et al*.[171], Melzer *et al*.[172], Pajada *et al*.[173]) ;
    - Les sujets non-chuteurs conservent entre T0 et T1 une légère asymétrie qui semble naturelle (Gagey[19]) ;
    - Les sujets chuteurs évoluent d'un écart conséquent (T0) vers une asymétrie comparable à celle des non-chuteurs (T1) : nous soumettons l'hypothèse que l'équilibre du tonus musculaire obtenu après traitement ostéopathique y serait potentiellement pour quelque chose, mais cette hypothèse n'a pas été mesurée scientifiquement dans notre étude.
- Le critère Y-moyen différencie également les deux groupes entre T0 et T1 :
    - C'est également un critère différenciant entre chuteurs et non-chuteurs dans la plupart des études menées (Fernie *et al*.[174], Carty *et al*.[175]) ;
    - Les sujets non-chuteurs conservent entre T0 et T1 leur appui légèrement postérieur (proche des normes AFP85 - Gagey[19]) ;
    - Les sujets chuteurs ont clairement une position statique vers l'arrière avant traitement (T0) et « antériorisent » davantage leur appui après traitement (T1), se rapprochant ainsi de la moyenne (normes AFP85 - Gagey[19]) : nous émettons l'hypothèse que le traitement ostéopathique a redonné de la mobilité aux articulations (non quantifiée ici), ce qui tendrait à « rééquilibrer » les sujets chuteurs (se retrouvant moins « en appui arrière »).

- En revanche, les critères Surface YO et Surface YF ne différencient pas les deux groupes entre T0 et T1 :

    - La surface n'est pas un critère systématiquement évocateur, mais la littérature évoque fréquemment des différences yeux ouverts/yeux fermés (Whipple *et al*.[176], Judge *et al*.[177], Liaw *et al*.[178]).

    - Ici, pour les deux groupes, les valeurs Surface dépassent les limites de référence, ce qui est lié à l'âge d'après Gagey[17] ;

    - Alors que les variables n'évoluent pas pour les non-chuteurs, la variable Surface YO diminue pour les chuteurs après traitement : toujours selon Gagey[17], on pourrait en déduire que les sujets chuteurs auraient tendance à moins contrôler leur surface de stabilité et à moins se limiter une fois traités, mais cette analyse reste au conditionnel, car il n'y a pas de différence significative avec les sujets non-chuteurs.

- Le critère Quotient de Romberg différencie les deux groupes entre T0 et T1 :

    - Les valeurs du QR montre que la vision des sujets est prépondérante pour leur stabilité, ce qui tend à confirmer l'argument précédemment évoqué sur les différences yeux ouverts/yeux fermés ;

    - Les sujets non-chuteurs n'évoluent pas sur ce critère entre T0 et T1, le repos n'ayant pas d'effet mesurable pour eux sur cette valeur ;

    - En revanche, les sujets chuteurs ont une valeur qui rejoint celle des non-chuteurs après traitement (T1), ce qui est un gain conséquent qui semble illustrer un meilleur confort dans la stabilité en posture debout de ces sujets (Brooke-Wavell *et al*.[179], Palm *et al*.[180], Ickenstein *et al*.[181]).

- Le critère LFS différencie les deux groupes et les valeurs restent supérieures à la moyenne (normes AFP85) :

    - Cela signifie que tous les sujets parcourent un « chemin plus long » pour conserver leur stabilité (Gagey[17], Fujita *et al*.[182]) ;

    - La variable LFS des sujets non-chuteurs n'évolue pas entre T0 et T1, la période de repos n'a pas eu d'effet quantifiable sur cette valeur ;

- La variable des sujets chuteurs croît après traitement, ce qui semble démontrer qu'ils dépensent plus d'énergie (Gagey[17]) immédiatement après le traitement ostéopathique : nous émettons l'hypothèse que le traitement a occasionné un gain de mobilité (non quantifié ici) à plusieurs niveaux articulaires qui n'est pas encore totalement maîtrisé par les sujets.

Enfin, en ce qui concerne l'interprétation de l'analyse statistique des résultats cliniques :

- Le Timed Get Up & Go test différencie les deux groupes entre T0 et T1 :
  - Les temps restent élevés dans les deux groupes car les sujets âgés ont un déplacement plus lent en réponse à une tâche précise (Mathias *et al*.[183]) ;
  - Les sujets non-chuteurs n'évoluent pas sur ce critère entre T0 et T1, la phase de repos n'a donc rien changé pour eux ;
  - La variable diminue chez les sujets chuteurs après traitement, ce qui pourrait laisser entendre qu'ils auraient tendance à stabiliser leur démarche préalablement hésitante, avec une différence significative par rapport aux sujets non-chuteurs.
- Le Functional Reach Test différencie les deux groupes entre T0 et T1 :
  - Les valeurs correspondent à la littérature, où elles sont plus faibles dans les mêmes proportions pour un sujet chuteur (Vanswearingen et Brach[184]) ;
  - Les sujets non-chuteurs n'évoluent pas sur ce critère entre T0 et T1, là encore le repos n'a pas apporté de différence significative ;
  - La variable des sujets chuteurs se rapproche de celle des non-chuteurs après traitement (T1), ce qui signifie qu'ils sont capables de changer de stratégie posturale avec une meilleure flexibilité articulaire et musculaire rendue possible par le traitement ostéopathique.
- Le test de la Station Unipodale différencie les deux groupes entre T0 et T1 :
  - Pour les deux groupes, les variables dépassent les 5 secondes, valeur au-dessous de laquelle le test est prédictif de risque formel de chute (recommandations de la HAS[4]) ;

- La variable n'évolue pas chez les sujets non-chuteurs, qui demeurent très confortables dans la position ;
- Les sujets chuteurs multiplient quasiment par deux le temps d'évaluation, ce qui signifie qu'ils gagnent en stabilité après traitement ostéopathique.

Par rapport à l'objectif de l'étude, on peut conclure que le traitement ostéopathique a une incidence favorable sur les facteurs de risque de chute du sujet âgé suivants :

- Les valeurs stabilométriques des chuteurs évoluent favorablement après traitement ;
- La vitesse de la marche des sujets chuteurs a tendance à augmenter ;
- La stratégie posturale des chuteurs évolue de la tactique de hanche à la tactique de cheville (regain de mobilité de cette dernière) ;
- La stabilité unipodale des sujets chuteurs est renforcée ;
- Parallèlement, la mobilité articulaire des sujets chuteurs est optimisée.

Pour autant, ces résultats sont à nuancer du fait que l'évaluation stabilométrique ne permette pas de différencier les deux groupes à T0 sur la totalité des variables (les valeurs Surface YO et Surface YF ne les distinguent pas).

De plus, les résultats de l'évolution des tests cliniques entre T0 et T1 ne sont pas nécessairement homogènes pour chaque sujet chuteur, malgré une différence significative avant/après traitement pour toutes les variables.

Cette étude ouvre quelques perspectives intéressantes afin de mieux envisager l'incidence du traitement ostéopathique sur l'organisme. En effet, une fois le traitement ostéopathique apporté aux sujets âgés autonomes chuteurs, les variables se confondent avec celles des sujets âgés non chuteurs. Il semble donc que les limitations de mouvement, comme un des facteurs d'instabilité, ne soient pas inéluctables. Nous confirmons qu'elles peuvent être améliorées par la mobilisation, la stimulation et donc l'exercice.

De plus, nos résultats cliniques confirment que le sujet âgé autonome chuteur limite la mobilité des lombaires et des chevilles (au dépend des articulations hanche et genou). Ce phénomène n'est pas totalement traité si l'on se réfère aux résultats encourageants mais non significatifs de la station unipodale.

4.2 Apport des capteurs inertiels pour la mesure de la mobilité lombaire

4.2.1 Objectifs de l'étude

L'une des ouvertures de la précédente étude concernait la mobilité lombaire. Pour des raisons anatomiques et physiologiques, cette-dernière coïncide avec la mobilité des membres inférieurs : rôle dans la stabilité debout et lors de la déambulation, point de départ de l'innervation et la vascularisation des membres inférieurs… (Shäfer *et al*.[185], Konstantinou *et al*.[186]).

L'application de cette relation étroite se retrouve dans l'analyse de l'évaluation dynamique, dont la meilleure illustration est la marche. En effet, de nombreuses études sur la bipédie humaine révèle que le déroulé du pas reste l'un des meilleurs exemples de ce que l'on appelle « unité corporelle » de l'Homme (Callaghan *et al*.[187], Cappozzo[188], Crosbie *et al*.[189], Kavanagh *et al*.[190]). Kapandji[191], entre autre, illustre les effets biomécaniques de la marche sur le complexe lombo-pelvien. Le mouvement alternatif des membres inférieurs durant les cycles de marche, provoque une torsion du bassin, notamment au niveau des articulations sacro-iliaques et de la symphyse pubienne. Cette flexibilité du bassin se transmet à son tour au rachis lombaire, par des mouvements compensatoires qui permettent la conservation de la stabilité de l'individu durant la marche.

Dans le cycle de marche, le muscle psoas, qui s'insère sur la hanche et sur les lombaires, agit durant la phase oscillante (Andersson *et al*.[192]-1997, Juker *et al*.[193]). Son action synergique avec celle des muscles iliaque et tenseur du fascia lata, permet une véritable harmonie dans l'oscillation des membres inférieurs (Andersson *et al*.[194]-1995).

Pour autant, certains auteurs (Keagy *et al*.[195]) pensent que son action s'opère dans les premiers 40 % de la phase de passage, puis cesse une fois que l'avancée du membre inférieur homolatéral a lieu. D'autres (Revel *et al*.[196]) suggèrent qu'il est sollicité au début et pendant les 40 % de la phase oscillante, voire pendant la phase d'appui au sol. En revanche, tous s'accordent pour reconnaître au muscle psoas un rôle prépondérant dans la stabilité du complexe lombo-pelvien durant le cycle de marche.

Ainsi, l'étude de l'intégrité de la mobilité des vertèbres lombaires porte un intérêt pour l'évaluation de la qualité de la marche (Gatton et Pearcy[197], Ferguson *et al*.[198], Hirose *et al*.[199]).

De plus, sur le plan de la clinique, dans la pratique quotidienne, l'ostéopathe est confronté à de nombreuses reprises à la lombalgie chronique. Cette affection concerne également la personne âgée, notamment à cause des modifications de structure du rachis liées au vieillissement (modification des courbures par fonte des muscles et tendance à l'affaissement par perte du cartilage et fibrose des tissus).

Ce sont les raisons principales qui nous ont amenés à vouloir évaluer l'amplitude des mouvements lombaires (mesures de la mobilité lombaire) chez la personne âgée autonome chuteuse dans le but d'identifier et de quantifier cette amplitude active du mouvement lombaire grâce au système de capteurs inertiels : l'I4Motion©.

4.2.2 Protocole suivi

Quarante sujets de plus de 60 ans (21 femmes et 19 hommes) participent à cette étude. Les personnes doivent avoir connu au minimum un épisode de chute dans l'année et présenter une lombalgie chronique non dégénérative (nécessitant une immobilisation ou un traitement médicamenteux au long cours). Les sujets sont admis sous condition de ne pas recevoir le temps de l'expérimentation d'autres traitements ostéopathiques ainsi que des thérapies physiques en dehors.

Les sujets sont répartis par randomisation en deux groupes : le groupe « traité » dont les 20 sujets suivent un traitement ostéopathique et le groupe « non traité » dont les 20 sujets se tiennent allongés sans intervention.

Les mesures de mobilité du rachis lombaire sont prises à l'aide de l'outil I4Motion©.

Une mesure de l'EVA (Echelle Visuelle Analogique) graduée de 0 à 100 millimètres est prise afin d'évaluer la corrélation entre l'intensité de la lombalgie et la mobilité des lombaires.

Les temps d'évaluation du protocole :

- J0 :
    - Explication du protocole expérimentale ;
    - Vérification des critères d'éligibilité, randomisation et informations cliniques complémentaires ;
    - Prise de l'EVA ;

- Prise de mesures par capteurs inertiels lors des mouvements lombaires (trois mobilités retenues : flexion, latéroflexion droite et latéroflexion gauche) ;
- Traitement ostéopathique pour les sujets du groupe « traité » ;
- Repos allongé pour les sujets du groupe « non traité ».

- J1 (juste après traitement ou repos) :
  - Prise de l'EVA ;
  - Prise de mesures par capteurs inertiels de la mobilité lombaire.
- J7 (sept jours après J0) :
  - Vérification des critères d'éligibilité ;
  - Prise de l'EVA ;
  - Prise de mesures par capteurs inertiels de la mobilité lombaire ;
  - Bilan.

Le traitement ostéopathique proposé aux sujets chuteurs concernés a pour but de mobiliser les éléments musculo-squelettiques et myo-fasciaux en rapport avec le rachis lombal afin de tenter d'éliminer les facteurs de limitation de mouvement de cette zone fonctionnelle.

4.2.3 Analyse statistique

De nouveau, l'analyse statistique est réalisée à l'aide du logiciel Excel©. Là encore, pour les données anthropométriques, nous avons utilisé le test T de Student afin de rejeter ou non l'hypothèse nulle (H_0 : égalité entre les données des deux groupes à 95%). Pour les variables sur la mobilité lombaire, nous avons mesuré les facteurs de variabilité intra-groupes à l'aide de l'ANOVA et les comparaisons inter-groupes par le test de Mann & Whitney afin de réfuter ou non l'hypothèse nulle (H_0 : égalité entre les variables à 95%). Enfin, le niveau de corrélation de l'intensité de la lombalgie avec les différentes variables de mobilité lombaire relevées dans le groupe traité est évalué par le test de Spearman. Toujours dans un souci de clarté de présentation et de comparaison, les résultats sont regroupés dans des tableaux récapitulatifs synthétiques.

4.2.4 Résultats obtenus

Le tableau VIII et la figure 29 reprennent les données anthropométriques de l'étude à laquelle les 40 sujets ont ainsi participé (groupe traité : 9 femmes et 11 hommes ; groupe non traité : 12 femmes et 8 hommes).

Tableau VIII : données anthropométriques

	Traités n=20	**Non traités** n=20	***P***
Age (années)	**69,5 ± 3,9**	**69,9 ± 3,4**	**0,45**
Masse (kg)	**74,9 ± 11,7**	**72,3 ± 10,1**	**0,23**
Taille (m)	**1,71 ± 0,07**	**1,69 ± 0,07**	**0,10**
IMC (kg/m^2)	**25,5 ± 3,2**	**25,3 ± 2,4**	**0,43**

Valeurs exprimées en moyenne ± écart-type
p correspond au degré de significativité de différence des deux groupes, pour un seuil à 0,05

L'analyse statistique des résultats permet de conclure qu'il n'existe pas de différence significative entre les deux groupes.

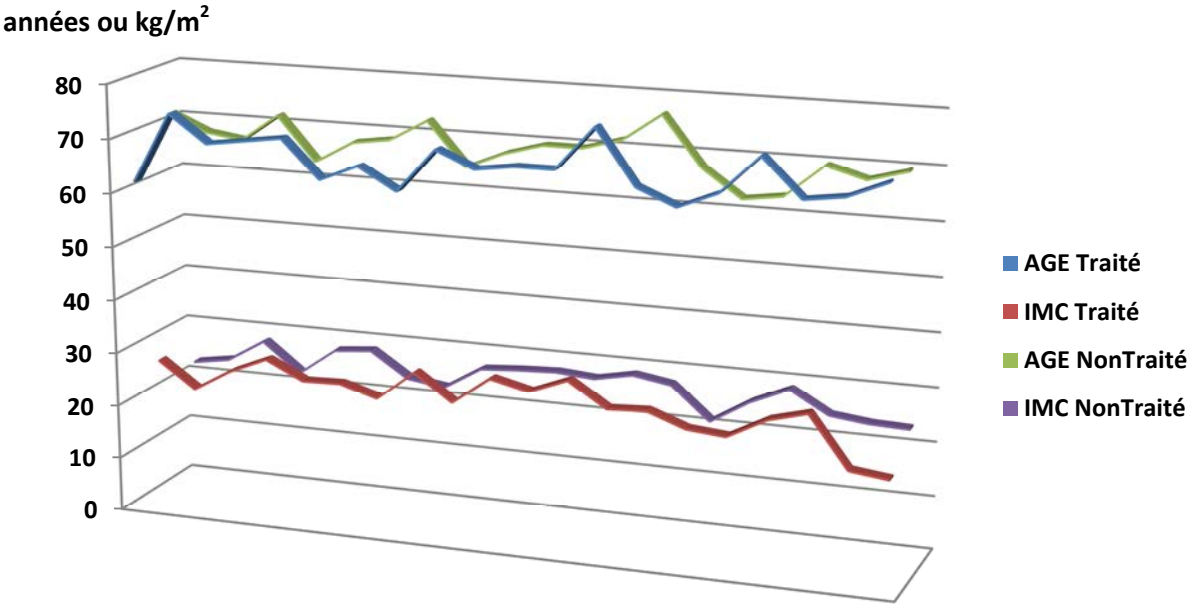

Figure 29 : Homogénéité de l'échantillon sur les critères Age et Indice de Masse Corporelle

Les figures 30 à 35 et les tableaux IX à XII font la synthèse des données du capteur inertiel.

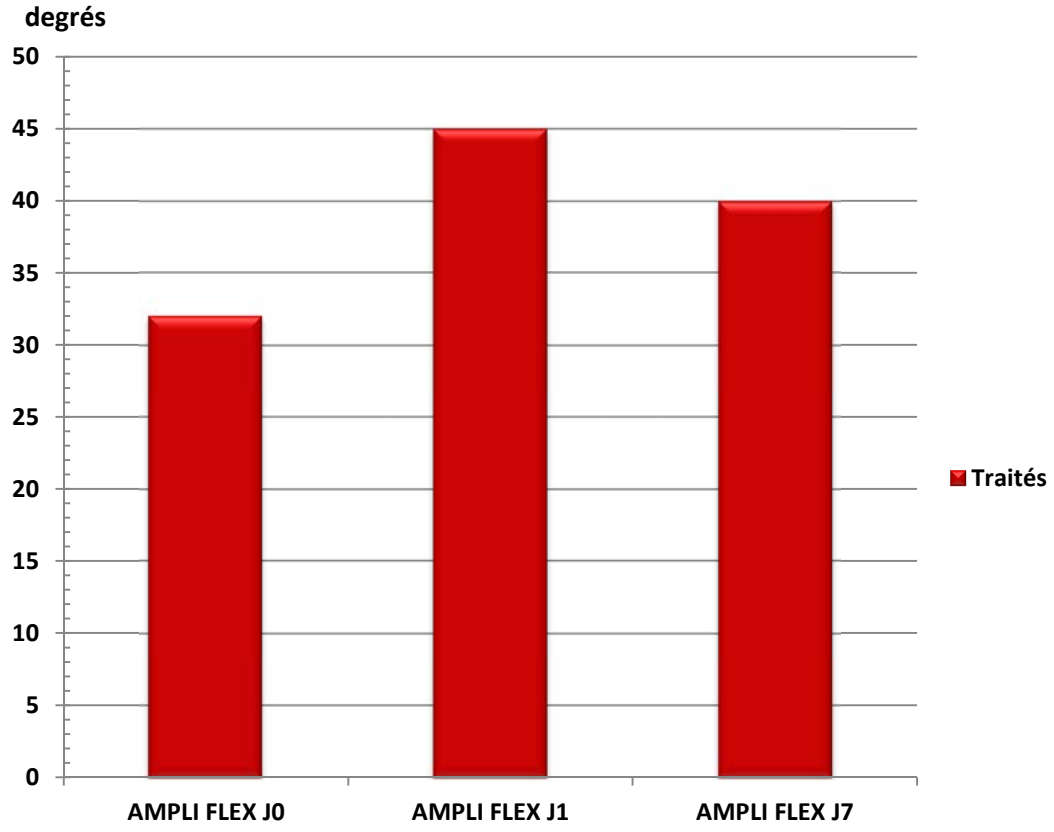

Figure 30 : Amplitudes de flexion lombaire des sujets traités (en degré)

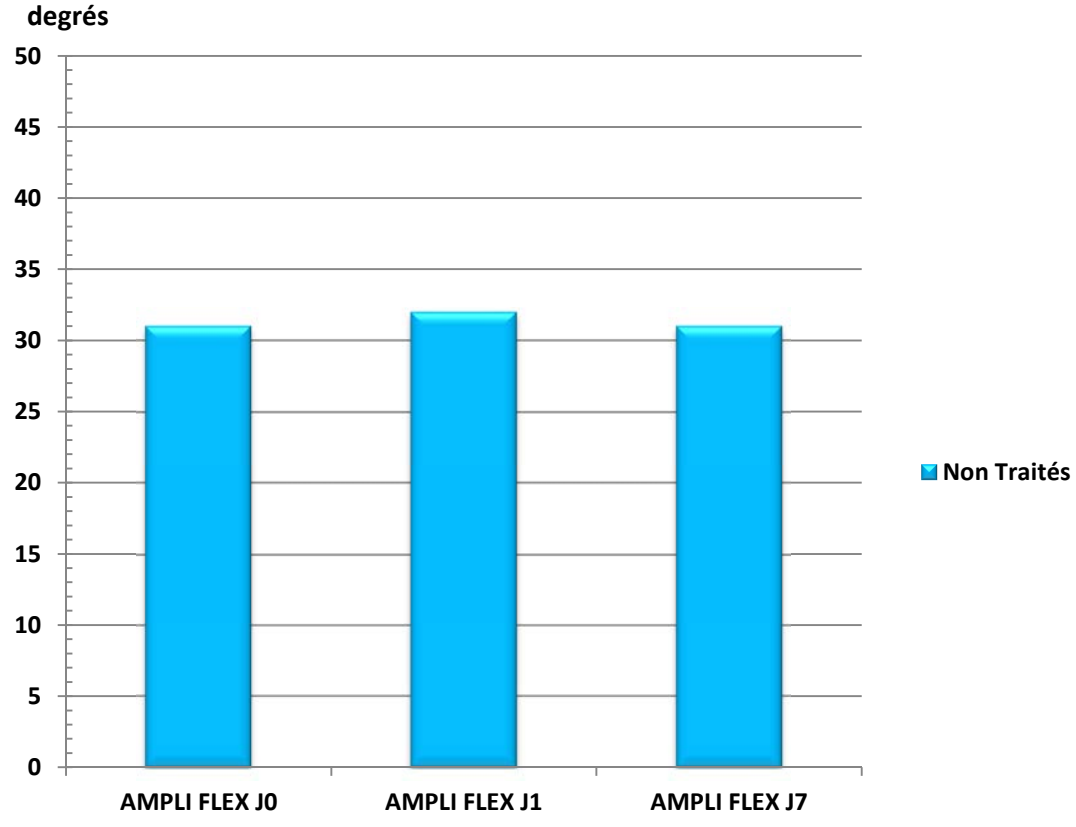

Figure 31 : Amplitudes de flexion lombaire des sujets non traités (en degré)

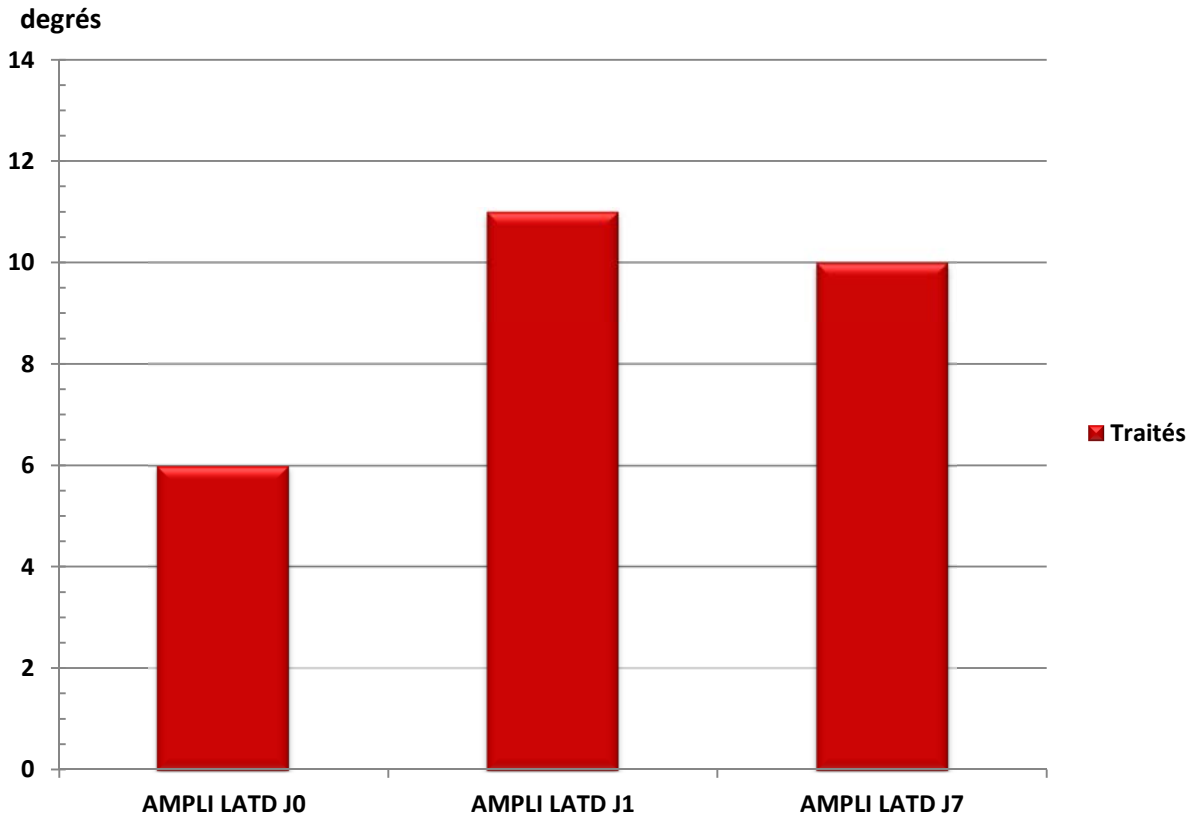

Figure 32 : Amplitudes d'inclinaison latérale droite lombaire des sujets traités (en degré)

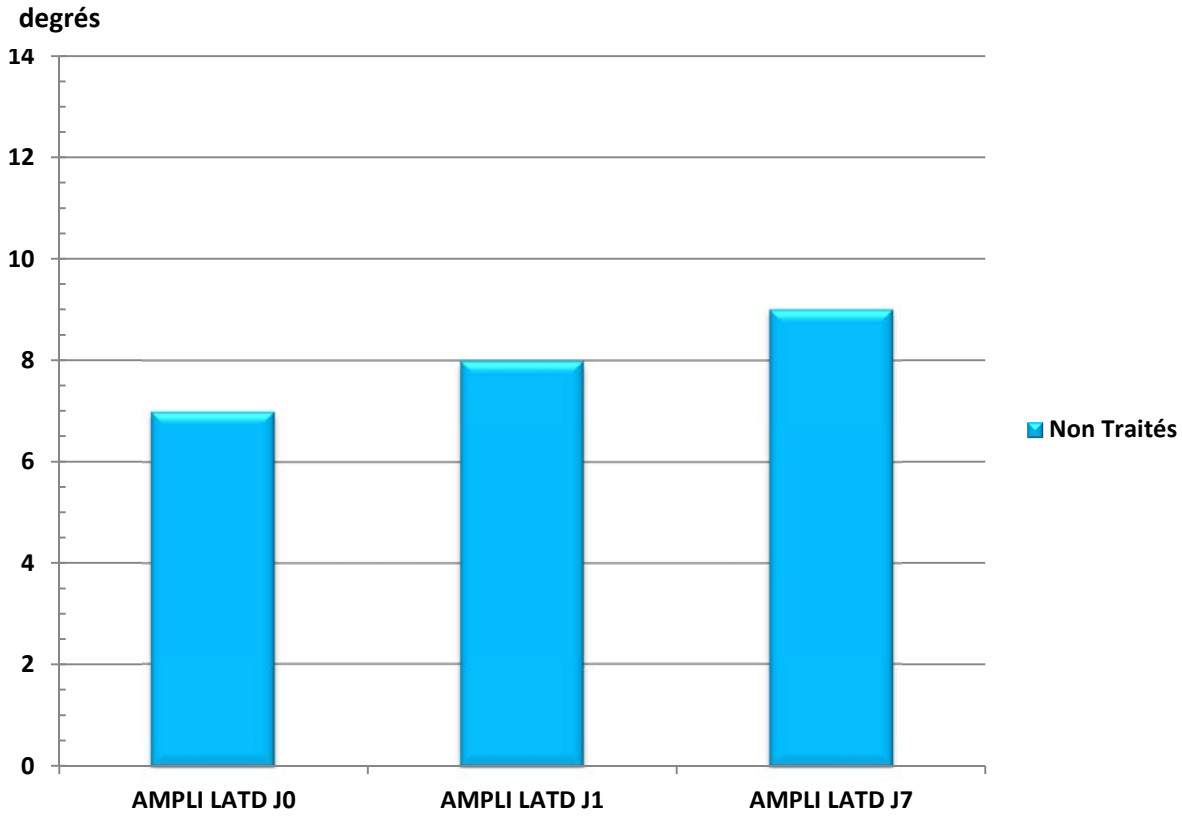

Figure 33 : Amplitudes d'inclinaison latérale droite lombaire des sujets non traités (en degré)

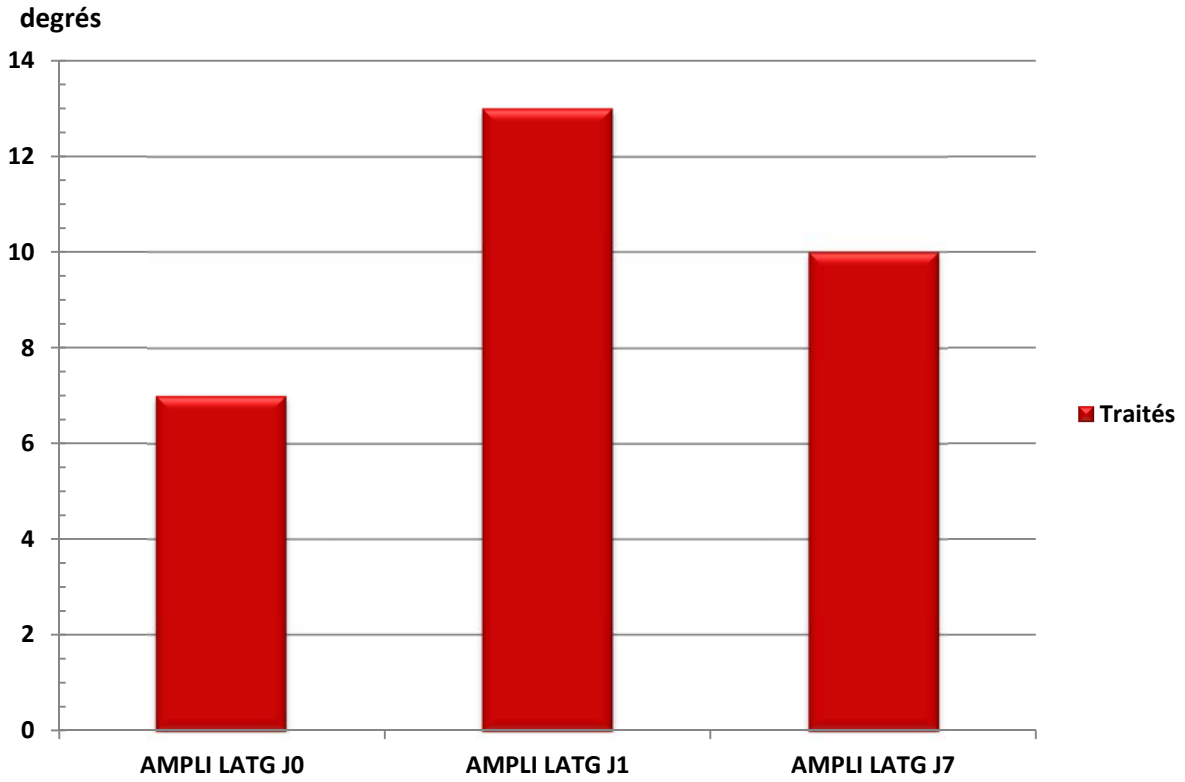

Figure 34 : Amplitudes d'inclinaison latérale gauche lombaire des sujets traités (en degré)

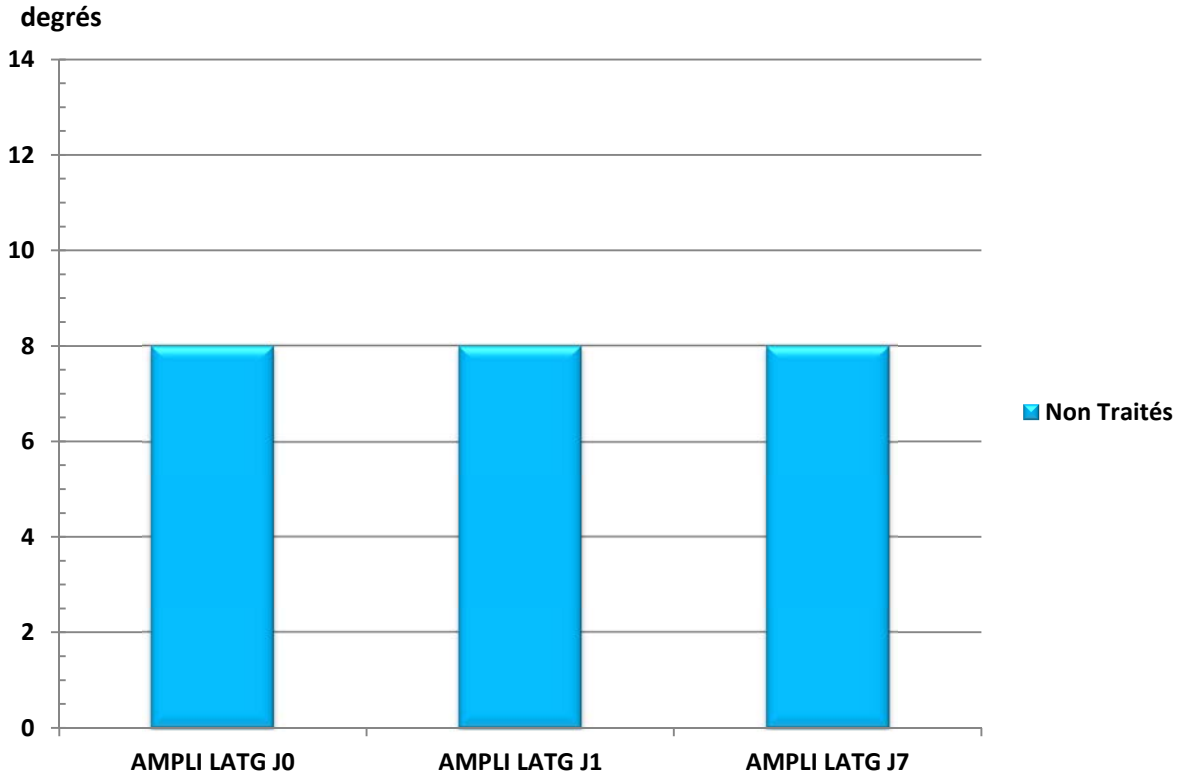

Figure 35 : Amplitudes d'inclinaison latérale gauche lombaire des sujets non traités (en degré)

Tableau IX : amplitude des mouvements lombaires à J0

J0	**Traités**	**Non traités**	***P***
	n=20	**n=20**	
Flexion (degré)	**32 ± 5**	**31 ± 3**	**0,22**
Latéro-flex Dte (degré)	**6 ± 2**	**7 ± 3**	**0,11**
Latéro-flex Gch (degré)	**7 ± 3**	**8 ± 4**	**0,13**

Valeurs exprimées en moyenne ± écart-type
p correspond au degré de significativité de différence des deux groupes, pour un seuil à 0,05

L'analyse statistique des résultats permet de conclure qu'il n'existe pas de différence significative sur les amplitudes de mouvements lombaires entre les deux groupes à J0.

Tableau X : amplitude des mouvements lombaires à J1

J1	**Traités**	**Non traités**	***P***
	n=20	**n=20**	
Flexion (degré)	**45 ± 6**	**32 ± 3**	**0,01[$]**
Latéro-flex Dte (degré)	**11 ± 3**	**8 ± 4**	**0,14**
Latéro-flex Gch (degré)	**13 ± 4**	**8 ± 5**	**0,01[$]**

Valeurs exprimées en moyenne ± écart-type
p correspond au degré de significativité de différence des deux groupes, pour un seuil à 0,05
[$] correspond à une différence significative

L'analyse statistique des résultats permet de conclure qu'il existe une différence significative entre les deux groupes à J1 pour les mouvements de flexion et de latéro-flexion gauche mais pas de différence significative pour la latéro-flexion droite.

Tableau XI : amplitude des mouvements lombaires à J7

J7	**Traités**	**Non traités**	***P***
	n=20	**n=20**	
Flexion (degré)	**40 ± 5**	**31 ± 4**	**0,01[s]**
Latéro-flex Dte (degré)	**10 ± 3**	**9 ± 3**	**0,16**
Latéro-flex Gch (degré)	**10 ± 3**	**8 ± 3**	**0,02[s]**

Valeurs exprimées en moyenne ± écart-type
p correspond au degré de significativité de différence des deux groupes, pour un seuil à 0,05
[s] correspond à une différence significative

L'analyse statistique des résultats permet de conclure qu'il existe une différence significative entre les deux groupes à J7 pour les mouvements de flexion et de latéro-flexion gauche mais pas de différence significative pour la latéro-flexion droite.

Tableau XII : comparaison de l'évolution des amplitudes entre J0 et J7

J0/J1/J7	***P Traités***	***P* Non traités**
	n=20	**n=20**
Flexion	**0,01[s]**	**0,76**
Latéro-flex Dte	**0,01[s]**	**0,01[s]**
Latéro-flex Gch	**0,01[s]**	**0,32**

p correspond au degré de significativité de différence des deux périodes, pour un seuil à 0,05
[s] correspond à une différence significative

L'analyse statistique des résultats permet de conclure qu'il existe une différence significative pour le groupe traité entre J0 et J7 dans l'évolution des trois amplitudes de mouvement.

Il existe également une différence significative pour le groupe non traité entre J0 et J7 mais uniquement dans l'évolution de l'amplitude de la latéro-flexion droite.

Les figures 36 et 37 et les tableaux XIII et XIV traitent des données relatives à l'EVA.

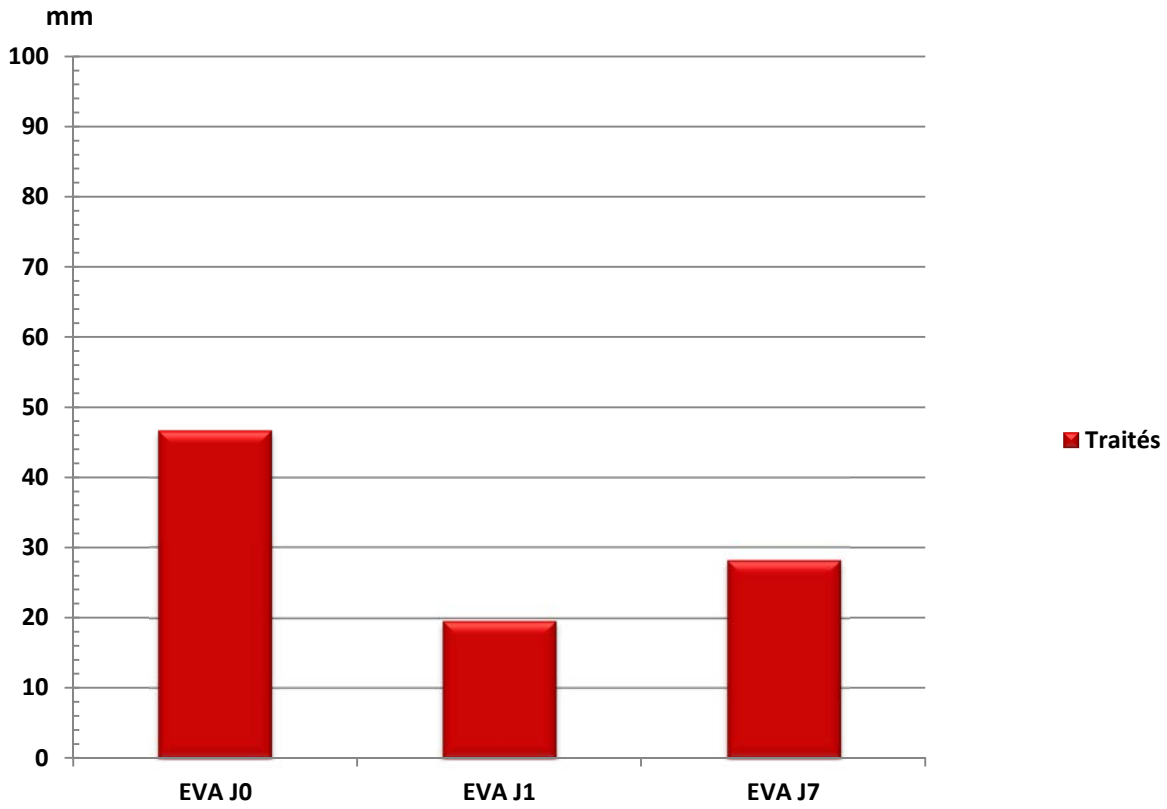

Figure 36 : Evolution de la douleur suivant l'EVA des sujets traités (valeur sur 100)

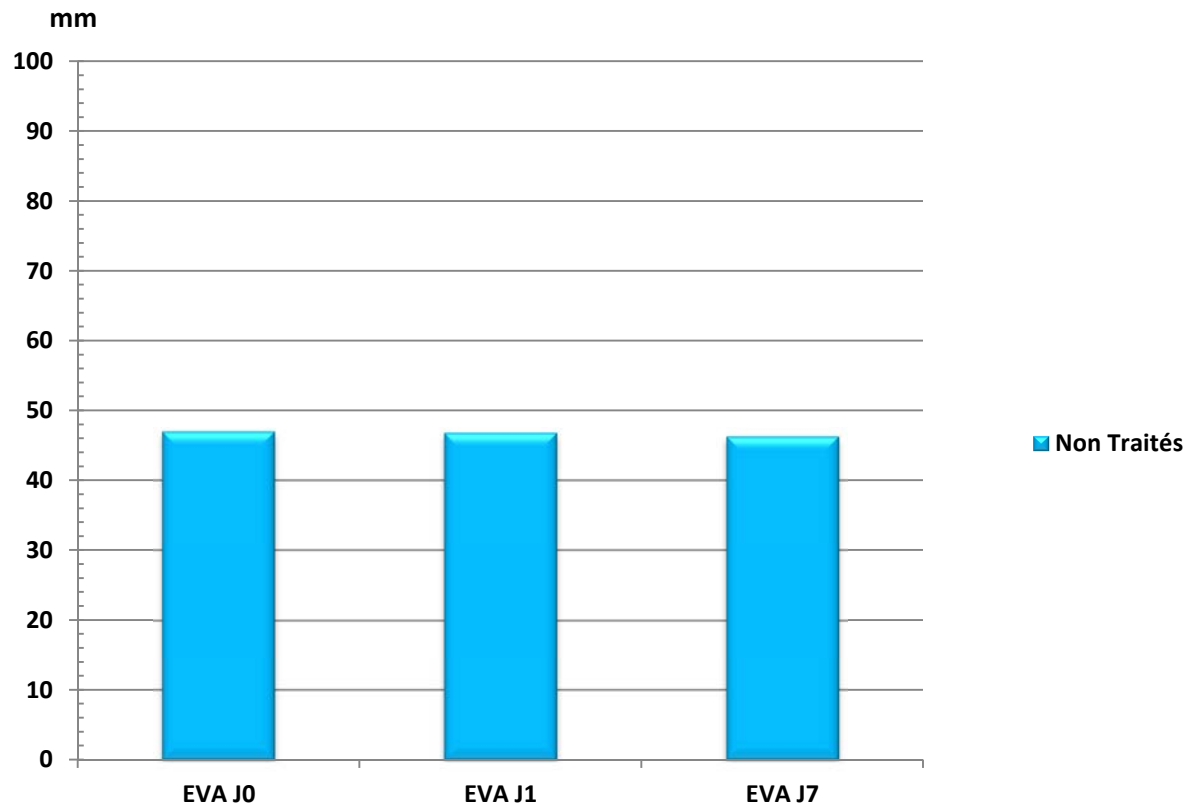

Figure 37 : Evolution de la douleur suivant l'EVA des sujets non traités (valeur sur 100)

Tableau XIII : mesure de l'EVA à J0, à J1 et à J7

	Traités	**Non traités**	***P***
	n=20	**n=20**	
EVA J0 (/100)	**47 ± 6**	**47 ± 7**	**0,47**
EVA J1 (/100)	**20 ± 4**	**47 ± 6**	**0,01[s]**
EVA J7 (/100)	**28 ± 5**	**46 ± 6**	**0,01[s]**

Valeurs exprimées en moyenne ± écart-type
p correspond au degré de significativité de différence des deux groupes, pour un seuil à 0,05
[s] correspond à une différence significative

L'analyse statistique des résultats permet de conclure qu'il n'existe pas de différence significative sur la mesure de l'EVA entre les deux groupes à J0. En revanche, cette mesure est significativement différente entre les deux groupes à J1 puis à J7.

Tableau XIV : comparaison de l'évolution de l'EVA entre J0 et J7

J0/J1/J7	***P Traités***	***P* Non traités**
	n=20	**n=20**
EVA	**0,01[s]**	**0,64**

p correspond au degré de significativité de différence des deux périodes, pour un seuil à 0,05
[s] correspond à une différence significative

L'analyse statistique des résultats permet de conclure qu'il existe une différence significative pour le groupe traité entre J0 et J7 dans l'évolution de l'EVA, alors qu'il n'en existe pas pour le groupe non traité.

Le tableau XV fait état du niveau de corrélation de l'intensité de la lombalgie et les différentes variables de mobilité lombaire relevées dans le groupe traité à J0, à J1 et à J7.

Tableau XV : corrélation EVA/mobilité lombaire dans le groupe traité à J0, à J1 et à J7

EVA/	***P Traités J0*** **n=20**	***P T*raités J1** **n=20**	***P T*raités J7** **n=20**
IMC	**0,70**	**0.49**	**0.80**
Flexion	**0,99**	**0,43**	**0,24**
Latéro-flex Dte	**0,98**	**0,41**	**0,75**
Latéro-flex Gch	**0,91**	**0,20**	**1,00**

p correspond au degré de significativité de différence des deux périodes, pour un seuil à 0,05

Tout d'abord, l'analyse statistique des résultats permet de conclure qu'il n'existe pas de corrélation significative entre l'indice de masse corporelle et l'intensité de la lombalgie chez les sujets traités tout au long de l'expérimentation.

Ensuite, l'analyse statistique permet également de conclure qu'il n'existe pas de corrélation significative entre les valeurs de l'EVA et les amplitudes de mobilité lombaire pour le groupe traité aussi bien à J0 qu'à J1 et à J7.

4.2.5 Discussion

En ce qui concerne l'interprétation clinique de cette expérimentation :

- La randomisation a été respectée afin de pouvoir comparer au mieux les deux échantillons :
    - Il est intéressant de constater que les données anthropométriques sont très proches (âge, masse et taille) ;
    - Chez l'adulte, la lombalgie est un symptôme fréquent pour les personnes ayant un indice de masse corporelle élevé (Gourmelen *et al*.[200]).
- L'historique des « lombalgiques » de cette étude n'apporte pas de profil type :
    - Les sujets ont certes tous une douleur chronique, mais depuis une durée totalement étalée dans le temps ;

- Ils peuvent avoir présenté ce symptôme depuis un traumatisme ou une opération, lié plus ou moins à une époque d'activité professionnelle ou de pratique d'un sport, voire sans raison apparente ;
- Actuellement, ils reconnaissent plus ou moins un manque d'activité physique.

- L'examen clinique ostéopathique donne certaines similitudes :
  - Tous les sujets ont une mobilité réduite, ce qui correspond à la littérature concernant une douleur chronique (Carey *et al*.[201], Lim *et al*.[202], Picavet *et al*.[203]) ;
  - Tous les sujets présentent une asymétrie de tonus musculaire des membres inférieurs, ce qui est comparable à l'étude précédente.

Au sujet des résultats des données de l'I4Motion© :

- A J0, les trois mobilités lombaires étudiées sont comparables :
  - Les sujets sont proches du fait des critères d'éligibilité ;
  - Il existe bien un lien entre la présence d'une douleur et le manque de mobilité locale ;
  - La latéroflexion gauche est légèrement plus importante que la latéroflexion droite (environ deux degrés).
- A J1, des différences apparaissent :
  - Les sujets traités bénéficient d'un gain de mobilité dans toutes les variables ;
  - Les sujets non traités n'évoluent pas sur ces critères ;
  - Le peu de degrés gagnés en latéroflexion pour une population de petit nombre explique certainement l'évolution non significative de la latéroflexion droite entre les deux groupes.
- A J7, les différences constatées perdurent dans le temps :
  - Les sujets traités demeurent plus « mobiles » que les sujets non traités ;
  - Pour autant, le gain de mobilité tend à se réduire en une semaine ;
  - La latéroflexion droite continue à évoluer différemment des deux autres variables.

En ce qui concerne l'interprétation de l'analyse statistique des résultats concernant l'EVA :

- A J0, tous les sujets présentent une intensité douloureuse modérée :
    - La moyenne de cette intensité est autour de 47/100 pour les deux groupes ;
    - Sur le plan clinique, la littérature évoque que la douleur chronique est généralement moins intense que la douleur aiguë (Roy *et al*.[204], Godinho *et al*.[205]);
    - Le manque de mobilité lombaire est à associer à la présence de la douleur mais pas nécessairement à son intensité.
- A J1, les sujets traités évoquent une douleur nettement moins intense :
    - Le gain est de plus de 25 points et est à rapprocher du gain d'amplitude, même si la corrélation entre les deux variables n'est pas significative ;
    - Les sujets non traités n'évoluent pas sur ce critère ;
    - Le fait de se sentir plus « à l'aise » permet certainement aux sujets traités de mieux se mouvoir.
- A J7, l'évolution du critère EVA demeure significativement différente entre les deux groupes :
    - Les sujets traités présentent de nouveau une intensité douloureuse plus faible que celle ressentie par les sujets non traités ;
    - Pour autant, le gain conséquent obtenu juste après traitement tend à diminuer en une semaine ;
    - Il est à noter qu'une douleur chronique connue depuis des années ne disparaît pas en une fois (McMahon et Jones[206], Scholz et Woolf[207], Latrémolière et Woolf[208]).

En conclusion, nous pouvons confirmer que l'outil d'objectivation choisi pour évaluer l'amplitude de mobilité lombaire demeure facile d'utilisation, mais le même protocole d'utilisation doit être respecté : les variations anatomiques entre les sujets exigent que le positionnement des capteurs s'effectue sur des repères osseux sous cutanés.

Cette étude apporte un regard intéressant sur le lien biomécanique du contexte de chute avec la faible mobilité du rachis lombal et l'asymétrie des mouvements. De plus, l'effet bénéfique du traitement ostéopathique tend à se réduire en une semaine. Ceci confirme et justifie la nécessité d'un suivi longitudinal du sujet âgé autonome chuteur.

En revanche, nous n'avons pas obtenu de résultats significatifs sur une quelconque corrélation entre l'intensité de la lombalgie (EVA) et la morphologie des sujets (IMC) ou l'amplitude des mouvements lombaires (flexion, latéroflexion) tout au long des sept jours.

4.3 Apport du système optoélectronique pour l'analyse quantifiée de la marche

4.3.1 Objectifs de l'étude

Les résultats encourageant des deux études préalablement évoquées, ont orienté la recherche vers l'analyse quantifiée de la marche (AQM) du sujet âgé autonome.

De très nombreuses études recommandent le système optoélectronique ViCon®. Cet outil d'objectivation permet d'analyser les variables articulation par articulation et de mettre en relation les données cinématiques et cinétiques avec l'anatomie et la physiologie.

Pour autant, cet appareil a un vaste potentiel dont les limites n'ont certainement pas été approchées. Il est donc prépondérant de l'employer avec un but précis.

A l'appui des constatations relevées précédemment, nous avons mis en place un protocole expérimental afin de tenter d'identifier les éventuelles différences dans la dynamique de la marche des personnes âgées, qui pourraient s'avérer être des facteurs de risque de chute pour ces personnes.

4.3.2 Protocole suivi

Pour cette étude, trente-quatre volontaires (18 femmes et 16 hommes) de 65 ans et plus, ont été répartis en deux groupes (groupe « chuteur » et groupe « non chuteur »).

Cette répartition suit les mêmes directives que celles utilisées lors de notre étude sur plate-forme stabilométrique, à savoir que la chute est définie par le fait d'être tombé au sol au moins une fois dans les trois derniers mois (indépendamment de sa volonté et en dehors de toute pathologie neurologique, cardio-vasculaire…) et que le « non chuteur » déclare ne pas être tombé au cours de la dernière année.

Le protocole suivi est le suivant :

- Groupe « chuteur » :
    - T0 : analyse quantifiée de la marche + un traitement ostéopathique
    - T1 : analyse quantifiée de la marche
- Groupe « non chuteur » :
    - T0 : analyse quantifiée de la marche + repos (correspondant au temps de traitement)
    - T1 : analyse quantifiée de la marche

Pour chaque session d'AQM, nous avons utilisé un système optoélectronique de type ViCon© pour l'enregistrement des variables cinématiques spatio-temporels et deux plate-formes de force de type AMTI® pour mesurer les forces de réaction au sol dans les trois dimensions de l'espace.

Des marqueurs sphériques réfléchissants sont positionnés sur la tête, les membres, le torse, la colonne vertébrale et le bassin selon le modèle « Plug-in-gait », afin que leur trajectoire en 3D durant la marche soit enregistrée par les caméras placées le long du couloir d'analyse.

Pour cette étude, le traitement ostéopathique appliqué aux sujets du groupe « chuteur » est de nouveau un traitement « black box ». Le but n'étant pas de tenter de démontrer l'effet d'une technique spécifique, c'est bien l'incidence de la prise en charge générale du sujet, en rapport avec ses propres antécédents et limitations de mouvement qui nous parait pertinente d'évaluer.

Cela dit, le but principal du traitement ostéopathique a été pour chaque cas, de redonner de la mobilité aux articulations limitées en amplitude, avec une attention particulière pour les articulations de la hanche, du genou et de la cheville.

4.3.3 Analyse statistique

L'analyse statistique est également réalisée à l'aide du logiciel Excel©. De nouveau, pour les données anthropométriques, nous avons utilisé le test T de Student afin de rejeter ou non l'hypothèse nulle (H_0 : égalité entre les données des deux groupes à 95%). Pour les variables de l'AQM, nous avons mesuré les facteurs de variabilité intra-groupes à l'aide de l'ANOVA et les comparaisons inter-groupes par le test de Mann & Whitney afin de réfuter ou non

l'hypothèse nulle (H_0 : égalité entre les variables à 95%). Pour le groupe « chuteur », la corrélation entre la vitesse de marche, la longueur du cycle de marche et l'amplitude de la hanche, du genou et de la cheville est évaluée à l'aide de la régression linéaire (coefficient de détermination R^2). Egalement, dans un souci de clarté de présentation et de comparaison, les résultats sont regroupés dans des tableaux récapitulatifs synthétiques.

4.3.4 Résultats obtenus

Le tableau XVI et la figure 38 évoquent les données anthropométriques (9 femmes et 8 hommes par groupe).

Tableau XVI : données anthropométriques

	Chuteurs n=17	**Non chuteurs** n=17	***P***
Age (années)	**71,3 ± 3,5**	**71,5 ± 4,2**	**0,49**
Masse (kg)	**71,8 ± 9,2**	**70,2 ± 8,4**	**0,36**
Taille (m)	**1,68 ± 0,06**	**1,68 ± 0,07**	**0,35**
IMC (kg/m²)	**25,4 ± 2,7**	**24,7 ± 1,7**	**0,27**

Valeurs exprimées en moyenne ± écart-type
p correspond au degré de significativité de différence des deux groupes, pour un seuil à 0,05

L'analyse statistique des résultats permet de conclure qu'il n'existe pas de différence significative entre les deux groupes.

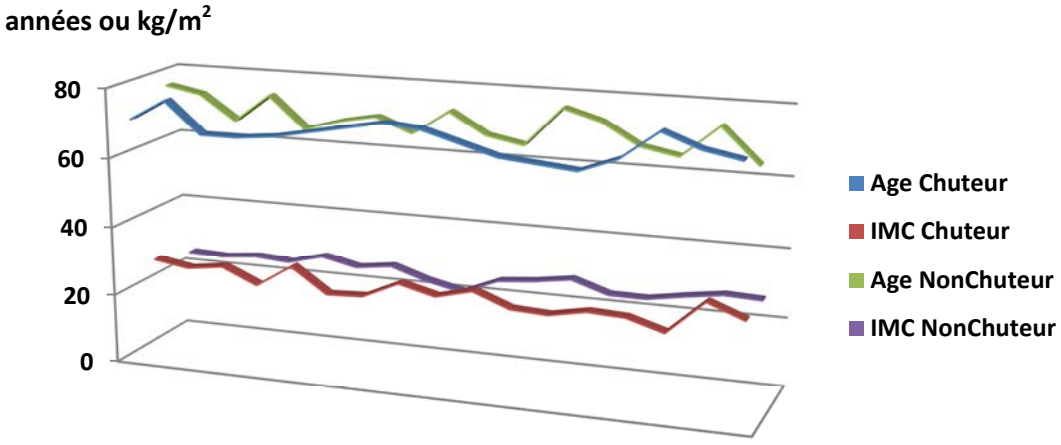

Figure 38 : Homogénéité de l'échantillon sur les critères Age et Indice de Masse Corporelle

Les figures 39 à 48 et les tableaux XVII, XVIII et XIX expriment les données dynamiques de l'AQM.

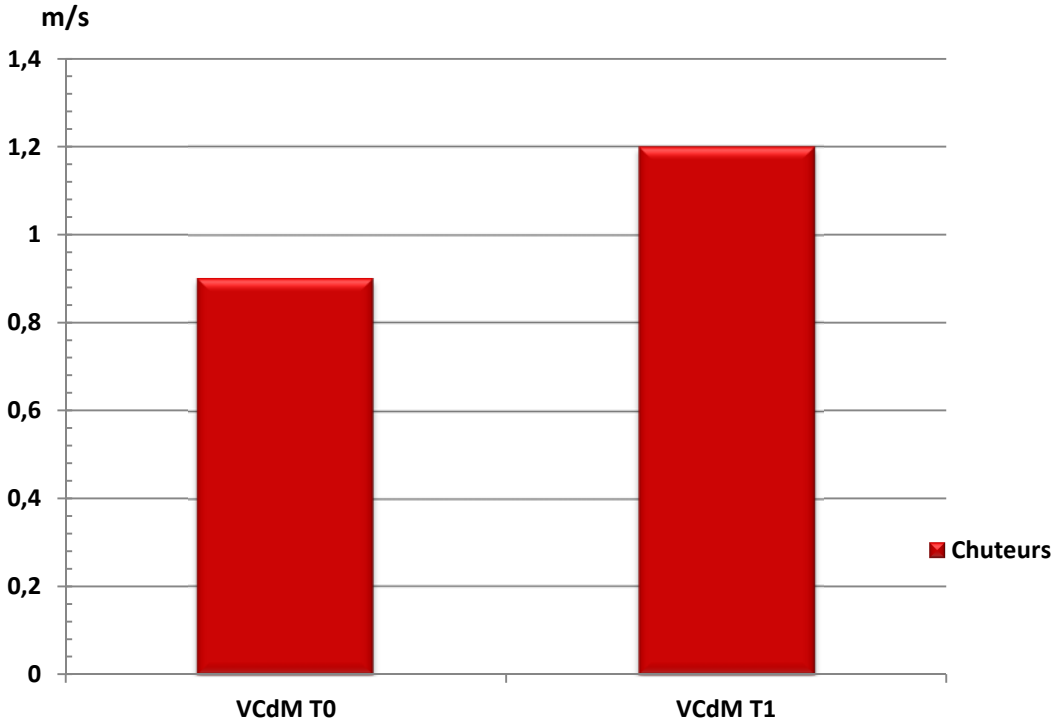

Figure 39 : Valeurs de la vitesse du centre de masse des sujets chuteurs (en m/s)

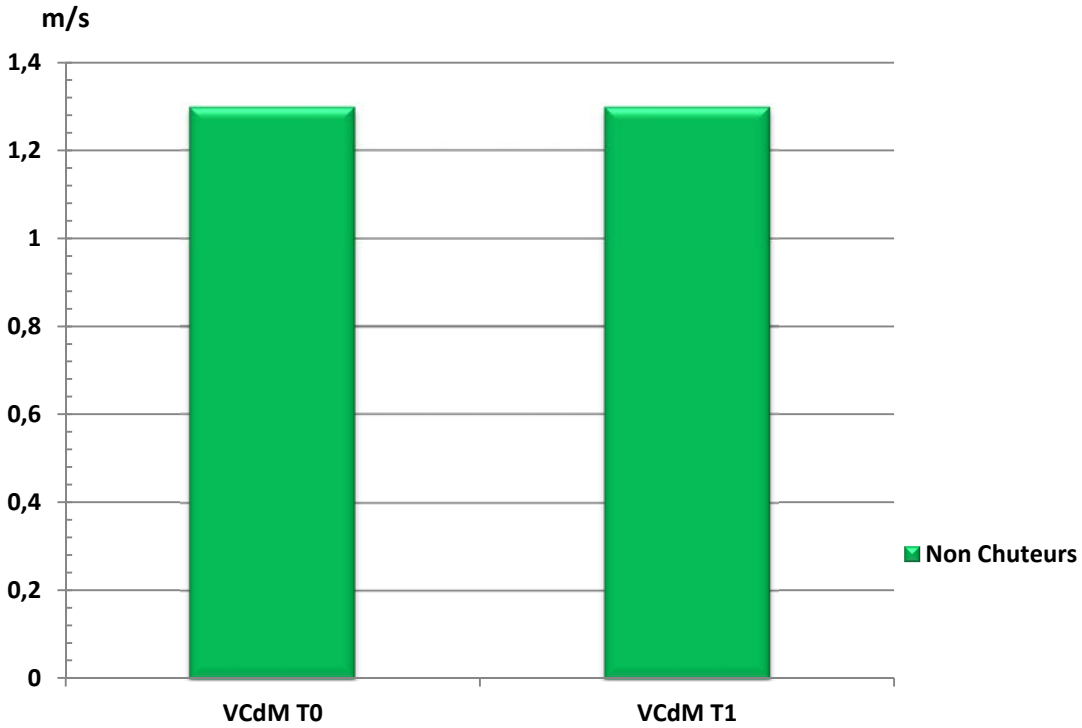

Figure 40 : Valeurs de la vitesse du centre de masse des sujets non chuteurs (en m/s)

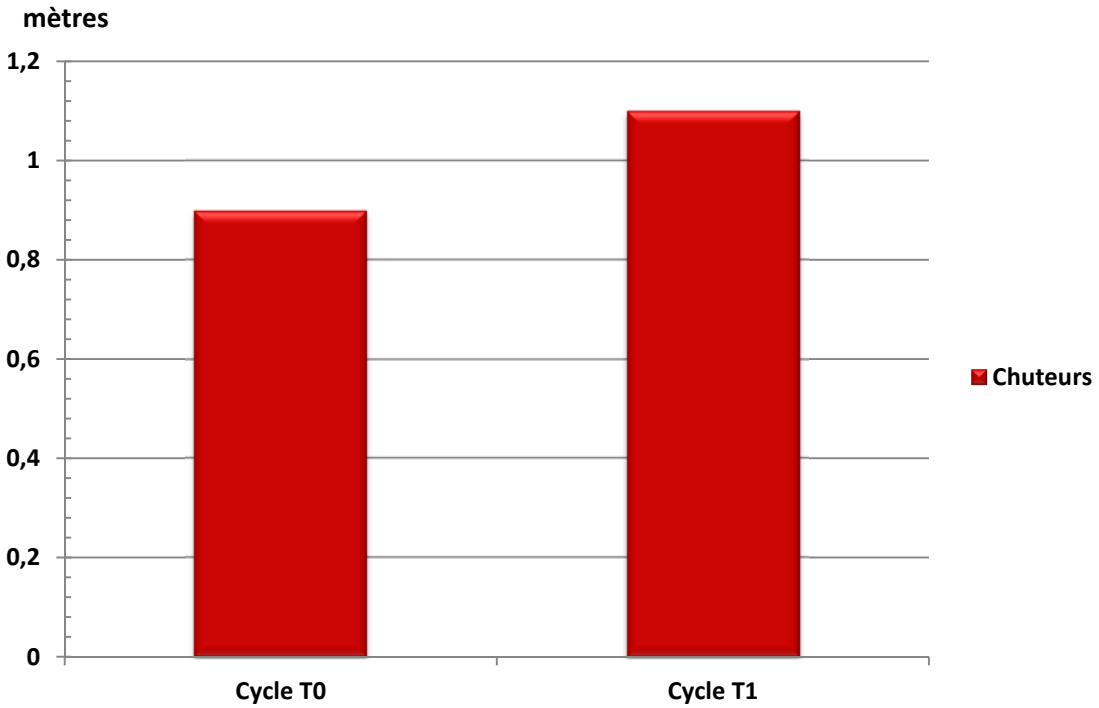

Figure 41 : Valeurs de la longueur du cycle de marche des sujets chuteurs (en m)

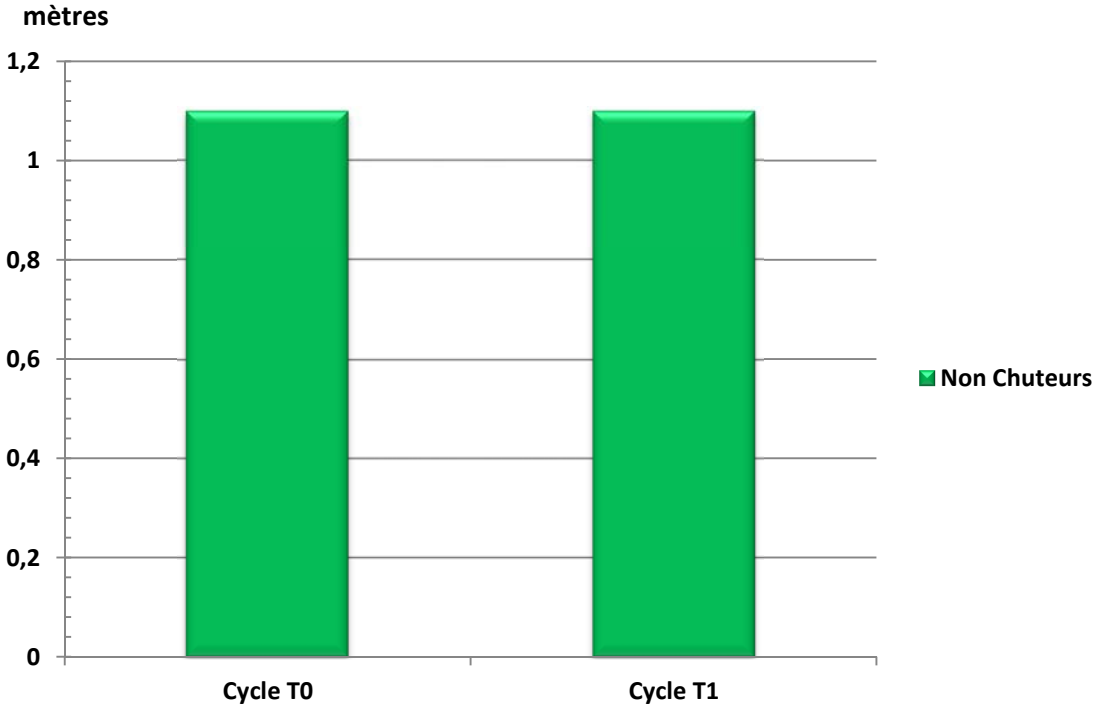

Figure 42 : Valeurs de la longueur du cycle de marche des sujets non chuteurs (en m)

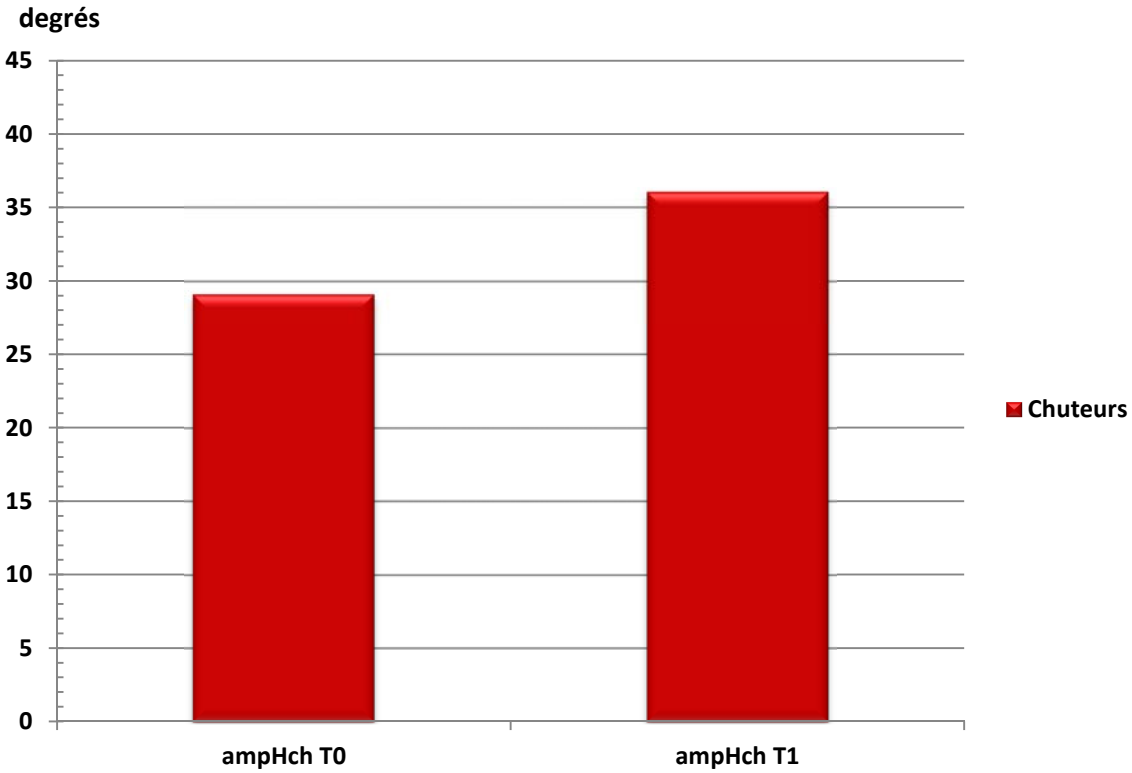

Figure 43 : Evolution de l'amplitude de hanche des sujets chuteurs (en degrés)

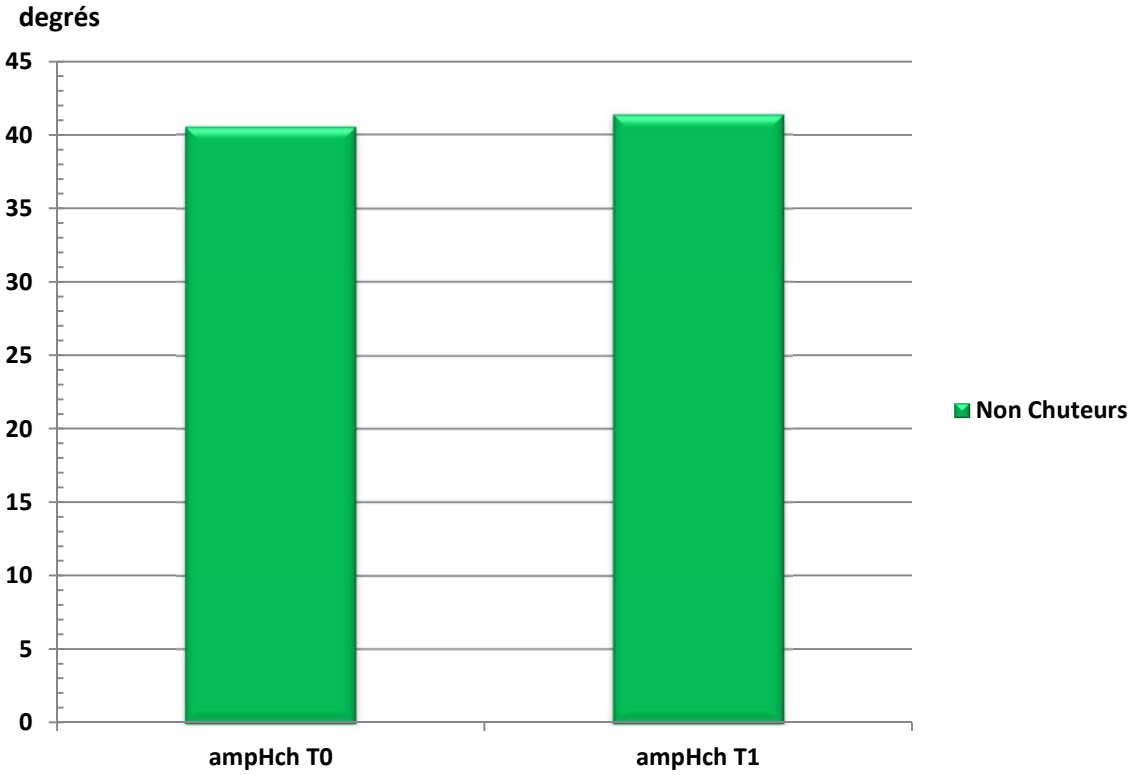

Figure 44 : Evolution de l'amplitude de hanche des sujets non chuteurs (en degrés)

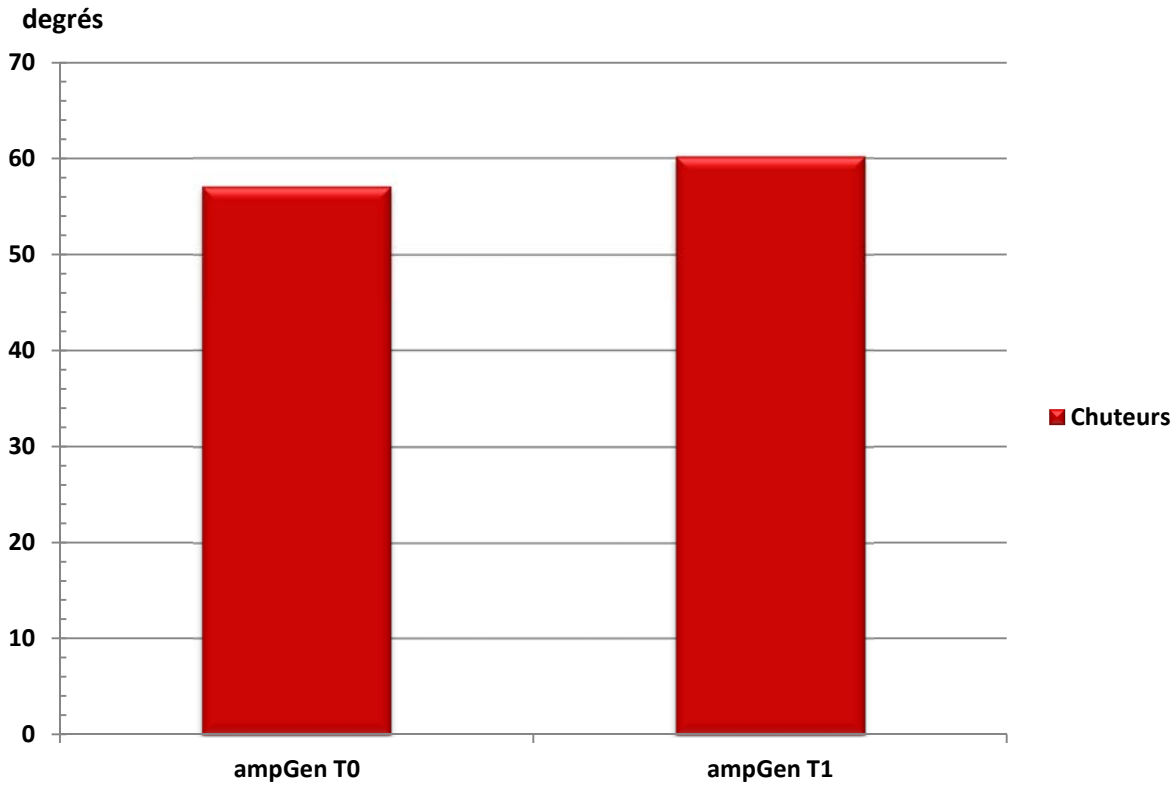

Figure 45 : Evolution de l'amplitude de genou des sujets chuteurs (en degrés)

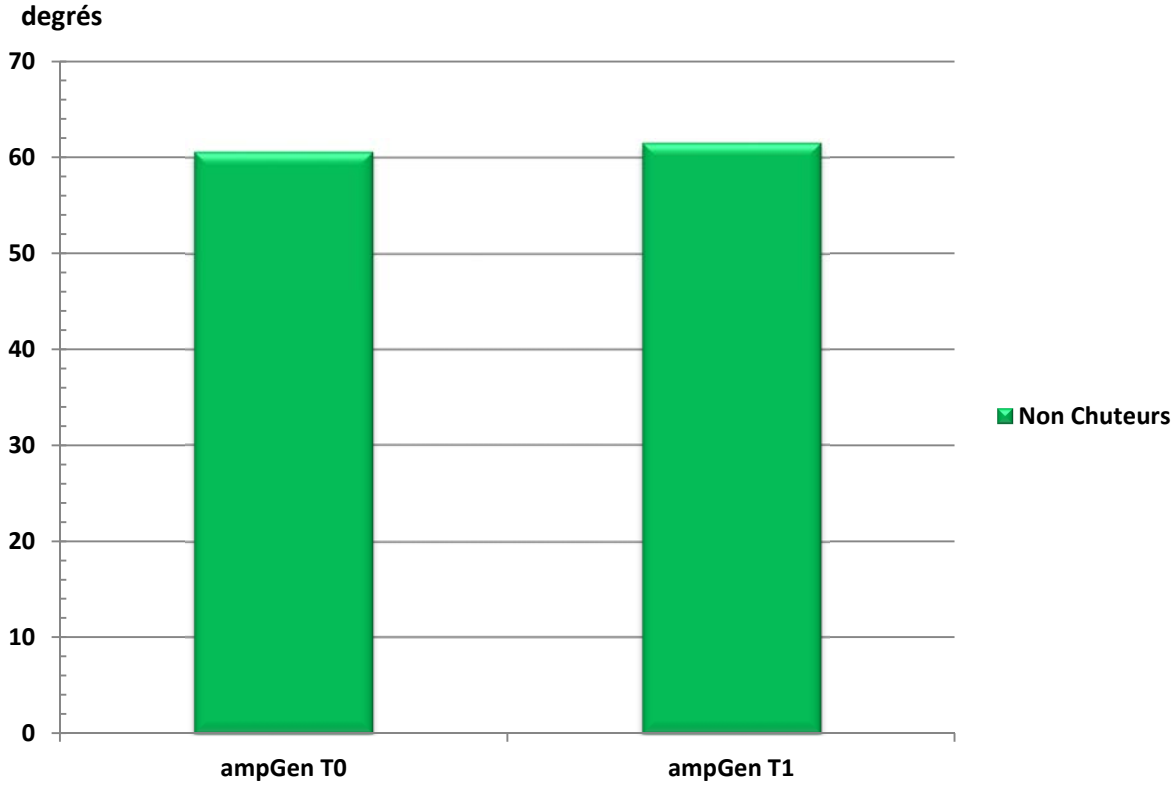

Figure 46 : Evolution de l'amplitude de genou des sujets non chuteurs (en degrés)

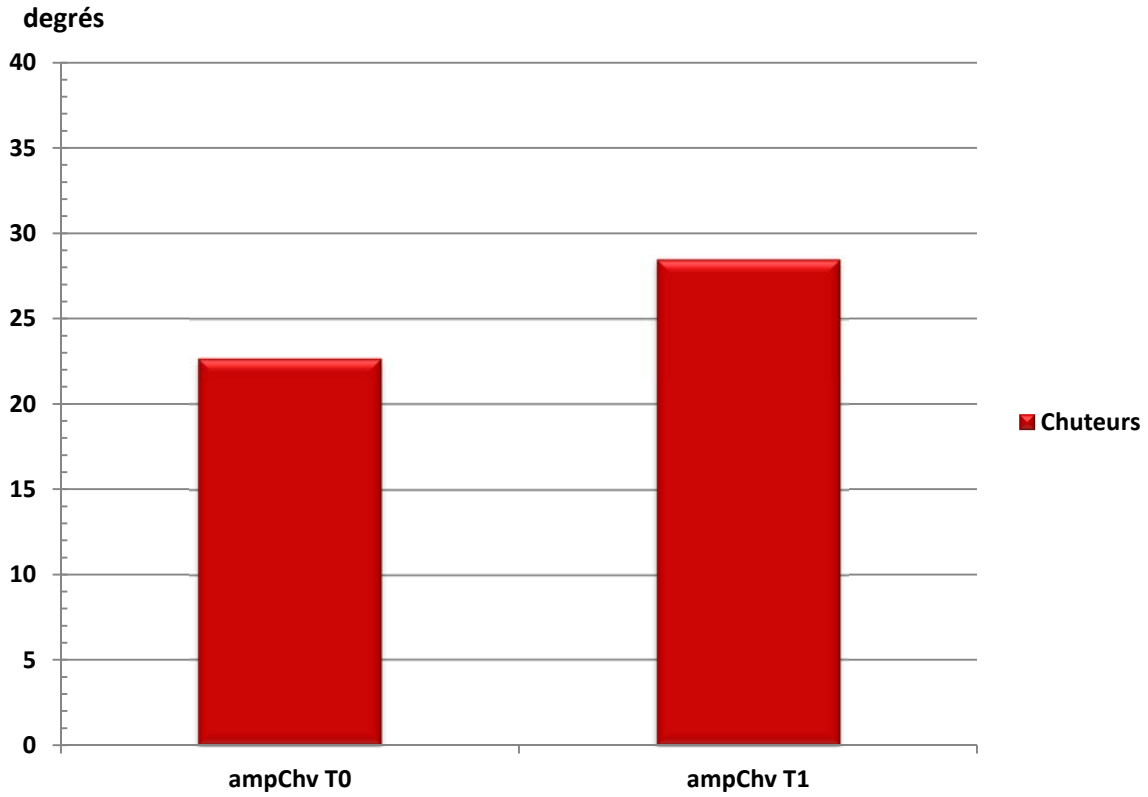

Figure 47 : Evolution de l'amplitude de cheville des sujets chuteurs (en degrés)

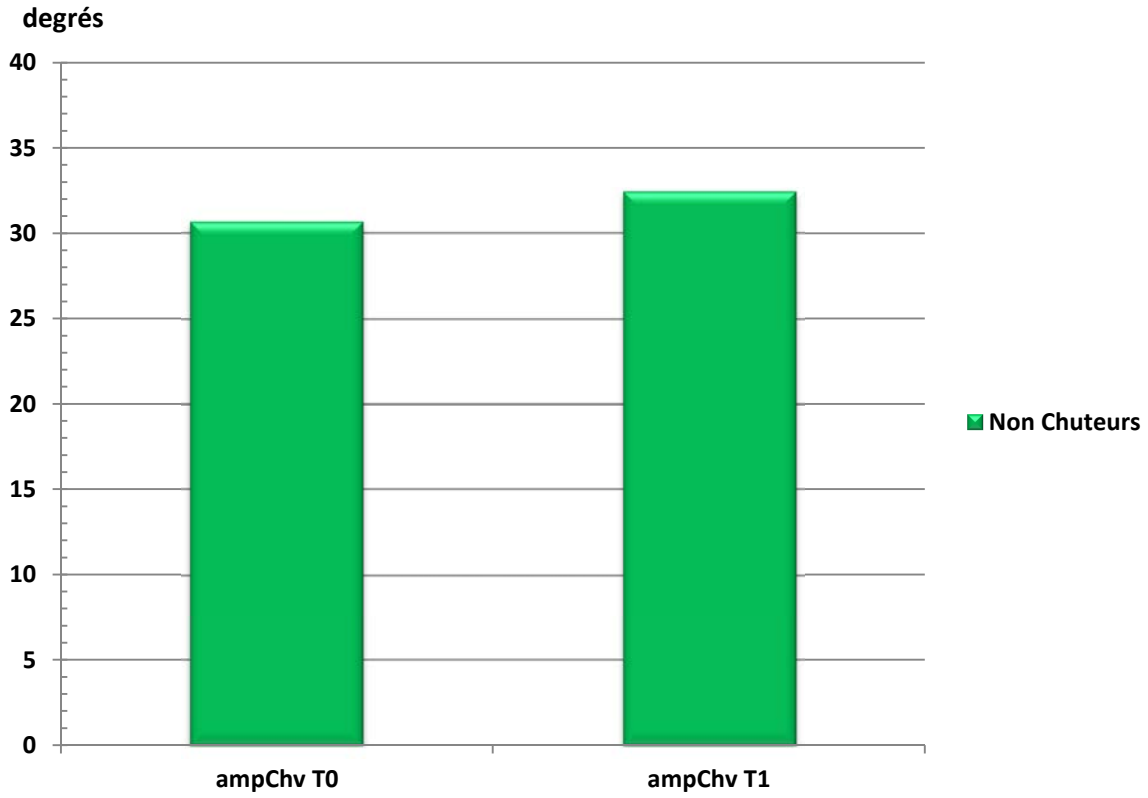

Figure 48 : Evolution de l'amplitude de cheville des sujets non chuteurs (en degrés)

Tableau XVII : mesures dynamiques à T0

T0	Chuteurs n=17	Non chuteurs n=17	*P*
Vitesse CdM (m/s)	**0,9 ± 0,1**	**1,3 ± 0,1**	**0,01[s]**
Longueur cycle (m)	**0,9 ± 0,1**	**1,1 ± 0,1**	**0,51**
Amplitude hanche (°)	**29 ± 1**	**41 ± 2**	**0,03[s]**
Amplitude genou (°)	**57 ± 2**	**61 ± 3**	**0,02[s]**
Amplitude cheville (°)	**23 ± 2**	**31 ± 3**	**0,04[s]**

Valeurs exprimées en moyenne ± écart-type
p correspond au degré de significativité de différence des deux groupes, pour un seuil à 0,05
[s] correspond à une différence significative

L'analyse statistique des résultats permet de conclure qu'il existe une différence significative entre les deux groupes à T0 pour les données vitesse du centre de masse, amplitude de la hanche, amplitude du genou et amplitude de la cheville.

Tableau XVIII : mesures dynamiques à T1

T1	Chuteurs n=17	Non chuteurs n=17	*P*
Vitesse CdM (m/s)	**1,2 ± 0,2**	**1,3 ± 0,1**	**0,64**
Longueur cycle (m)	**1,1 ± 0,1**	**1,1 ± 0,1**	**0,97**
Amplitude hanche (°)	**36 ± 3**	**41 ± 3**	**0,62**
Amplitude genou (°)	**60 ± 3**	**62 ± 3**	**0,46**
Amplitude cheville (°)	**28 ± 4**	**32 ± 3**	**0,16**

Valeurs exprimées en moyenne ± écart-type
p correspond au degré de significativité de différence des deux groupes, pour un seuil à 0,05

L'analyse statistique des résultats permet de conclure qu'il n'existe pas de différence significative entre les deux groupes à T1.

Tableau XIX : comparaison des données dynamiques entre T0 et T1

T0/T1	*P* Chuteurs n=17	*P* Non chuteurs n=17
Vitesse CdM (m/s)	**0,01[s]**	**0,95**
Longueur cycle (m)	**0,01[s]**	**0,89**
Amplitude hanche (°)	**0,01[s]**	**0,92**
Amplitude genou (°)	**0,01[s]**	**0,94**
Amplitude cheville (°)	**0,01[s]**	**0,62**

Valeurs exprimées en moyenne ± écart-type
p correspond au degré de significativité de différence des deux périodes, pour un seuil à 0,05
[s] correspond à une différence significative

L'analyse statistique des résultats permet de conclure qu'il existe une différence significative pour le groupe « chuteur » entre T0 et T1 pour toutes les variables dynamiques étudiées.

Les tableaux XX et XXI font état du niveau de corrélation entre la vitesse de marche, la longueur du cycle de marche et l'amplitude de la hanche, du genou et de la cheville, pour les sujets « chuteurs » à T0 et à T1.

Tableau XX : corrélation vitesse de marche/autres valeurs dans le groupe chuteur àT0

Vitesse CdM T0/	R^2 *Chuteur T0* n=17
Longueur cycle T0	**0,81**
Amplitude hanche T0	**0,68**
Amplitude genou T0	**0,58**
Amplitude cheville T0	**0,80**

R^2 correspond au coefficient de détermination

L'analyse statistique des résultats du groupe chuteur à T0 permet de conclure qu'en fonction de la vitesse de marche, le coefficient de corrélation est important par rapport, tout d'abord,

à la longueur du cycle de marche, ensuite à l'amplitude de la cheville, puis l'amplitude de la hanche et enfin par rapport à l'amplitude du genou.

Tableau XXI : corrélation vitesse de marche/autres valeurs dans le groupe chuteur àT1

Vitesse CdM T1/	***R^2 Chuteur T1*** **n=17**
Longueur cycle T1	**0,78**
Amplitude hanche T1	**0,63**
Amplitude genou T1	**0,59**
Amplitude cheville T1	**0,66**

R^2 correspond au coefficient de détermination

L'analyse statistique des résultats du groupe chuteur à T1 permet de conclure qu'en fonction de la vitesse de marche, le coefficient de corrélation demeure important, comme à T0, c'est-à-dire tout d'abord par rapport à la longueur du cycle de marche, l'amplitude de la cheville, puis l'amplitude de la hanche et enfin par rapport à l'amplitude du genou.

Les tableaux XXII et XXIII exposent la valeur de l'index de variabilité de la marche (GVI pour Gait Variability Index) pour les sujets « chuteurs » et « non chuteurs » à T0 et à T1.

Tableau XXII : calcul du Gait Variability Index à T0

	Chuteurs **n=17**	**Non chuteurs** **n=17**	***P***
Gait Variability Index T0 (SU)	**84,9 ± 3,2**	**96,1 ± 1,0**	**0,01^s**
Gait Variability Index T1 (SU)	**95,3 ± 2,2**	**96,5 ± 0,7**	**0,62**

Valeurs exprimées en moyenne ± écart-type
p correspond au degré de significativité de différence des deux groupes, pour un seuil à 0,05
^{s} correspond à une différence significative

L'analyse statistique des résultats permet de conclure qu'il existe une différence significative entre les deux groupes à T0 pour le Gait Variability Index.

Elle permet également de conclure qu'il n'existe plus de différence significative entre les deux groupes à T1 pour ce même index.

Tableau XXIII : comparaison du Gait Variability Index entre T0 et T1

T0/T1	***P* Chuteurs**	***P* Non chuteurs**
	n=17	**n=17**
Gait Variability Index (SU)	**<0,01[s]**	**0,92**

Valeurs exprimées en moyenne ± écart-type
p correspond au degré de significativité de différence des deux périodes, pour un seuil à 0,05
[s] correspond à une différence significative

L'analyse statistique des résultats permet de conclure qu'il existe une différence significative pour le groupe « chuteur » entre T0 et T1 pour le Gait Variability Index.

4.3.5 Discussion

En ce qui concerne les éléments cliniques de cette étude :

- Les deux groupes sont statistiquement homogènes quant aux données anthropométriques, ce qui facilite l'analyse et la comparaison des résultats ;
- Une fois encore, le contexte de la chute évoquée par les sujets ne permet pas de distinguer un côté prépondérant : ils ne sont ni tombés de la même manière, ni dans une direction similaire ;
- En revanche, il existe de nouveau des distinctions entre les deux groupes : les sujets chuteurs présentent systématiquement :
    - Des dysfonctions (mobilité altérée) sur les articulations du membre inférieur : hanche, genou et/ou cheville,
    - Une asymétrie de tonus musculaire sur ces mêmes membres (sans prépondérance droite ou gauche),
    - Ainsi qu'une douleur locale plus ou moins intense (sans quantification).

En ce qui concerne l'interprétation de l'analyse statistique des variables de l'AQM étudiées :

- La vitesse du centre de masse et la longueur d'un cycle de marche des deux groupes à T0 correspondent à ce qui est retrouvé dans la littérature (Winter[209], Chester *et al*.[210]) ;
- En revanche, comparativement à la dernière étude sur le sujet (Barrelle *et al*.[137]), les amplitudes articulaires des sujets âgés à T0 sont légèrement différentes pour la cheville du sujet chuteur (15° plus faible dans notre étude) et la hanche du sujet non-chuteur (20° plus importante dans notre étude), tout en conservant pour autant une proportion similaire « amplitude hanche/amplitude genou/amplitude cheville », ce qui demeure intéressant comme facteur de prédiction ;
- La longueur du cycle de marche est la seule variable qui ne soit pas significativement différente entre les deux groupes à T0 : pour notre étude, cette donnée ne permet pas de distinguer un chuteur d'un non-chuteur (autour d'un mètre pour les deux groupes), contrairement à ce que l'on peut retrouver dans des anciennes études (Judge *et al*.[211], Winter[212]) ; cependant la longueur du cycle semble très variable chez les chuteurs (Kressig *et al*.[213], Allali *et al*.[214], Granacher *et al*.[215]) ;
- En revanche, c'est bien la vitesse qui prend toute sa valeur prédictive, comme le démontrent certains auteurs (Graf *et al*.[216], Beauchet *et al*.[217], Monsch[218]) ;
- L'évolution des variables cinématiques entre T0 et T1 montre clairement qu'il y a un effet traitement ostéopathique : alors que pour le groupe non-chuteur elles n'évoluent pas, pour le groupe chuteur, chacune d'entre elles se rapproche de la valeur correspondante du groupe témoin, afin qu'à T1, elles ne soient plus significativement différentes.

En ce qui concerne l'interprétation de l'analyse de la régression linéaire :

- En plus des distinctions faites plus haut, notre étude tend à mettre en évidence une corrélation entre la vitesse du centre de masse, la longueur du cycle de marche,

l'amplitude de cheville, l'amplitude de hanche et l'amplitude de genou (dans l'ordre décroissant de grandeur) avec un coefficient de détermination non négligeable (de R^2= 0,8 pour le plus important à R^2=0,6 pour le plus faible, sachant que R^2=1 correspond à une corrélation parfaite).

- Ce résultat est à la fois déterminant pour distinguer la marche d'un sujet âgé autonome chuteur de celle d'un sujet âgé autonome non-chuteur d'un point de vue prédictif, mais également pour analyser l'évolution d'un traitement ostéopathique permettant de faire passer la « personne âgée autonome à risque de chute » à la « personne âgée autonome sans risque de chute ».

En ce qui concerne l'interprétation de l'analyse de l'index de variabilité de la marche :

- Le calcul d'un coefficient de variation semble reconnu dans la littérature, notamment pour la durée du cycle de marche, la durée de la phase oscillante ainsi que pour la longueur du pas (Maki[219], Brach *et al*.[220], Hausdorff *et al*.[221], Newstead *et al*.[222], Callisaya *et al*.[223]), afin de déterminer des risques de chute.
- En fin d'étude, parmi les nombreuses possibilités de coefficients, nous avons opté pour le Gait Variability Index - GVI (Gouelle *et al*.[146]). En effet, l'étude de faisabilité de ce coefficient prend en compte neuf paramètres de la marche (longueur du pas, longueur du cycle de marche, durée du pas, durée du cycle de marche, durée de la phase oscillante, durée de la phase d'appui, durée du simple appui, durée du double appui et vitesse de marche) et conclue l'intérêt de comparer les variables de patients âgés atteints (ou risquant la chute) à celles de patients âgés sans symptôme déclaré, alors que de nombreuses études prennent comme population témoin, la population adulte active.
- Le calcul du GVI dans notre étude semble correspondre aux résultats de l'article référent (Gouelle *et al*.[146]). En effet, le GVI est significativement différent entre les deux groupes à T0.
- De plus, l'évolution du GVI pour la population de « chuteurs » entre T0 et T1 apporte un argument supplémentaire en faveur du traitement ostéopathique. Ainsi, à T1, la valeur du GVI de ce groupe n'est plus significativement différente de celle du groupe témoin.

Chapitre 5 : Conclusion Générale

5. Conclusion Générale et Perspectives

Ce dernier chapitre fait la synthèse de notre travail de recherche et, à l'appui du retour d'expérience, évoque les perspectives éventuelles.

Comme nous avons pu le voir, notre population tendant à vieillir, toutes les études menées dans le domaine de la personne âgée, que ce soit pour mieux comprendre le processus de vieillissement, pour affiner l'analyse des comportements et mouvements ou pour évaluer la qualité de vie, sont un enjeu de Santé Publique.

En tant qu'ostéopathe de formation, nous constatons que le nombre de consultations des personnes âgées est en constante progression. Pour des questions d'ordre culturel et sociétal, en France, les motifs de consultation demeurent encore le plus souvent liés à des douleurs articulaires ou musculaires, donc à des phénomènes acquis (sur-sollicitations, décompensations, usures et maladies rhumatismales…).

La vertu préventive du traitement ostéopathique n'est pas encore totalement entrée dans les mœurs, comme peuvent l'être à l'inverse, par exemple, l'hygiène bucco-dentaire ou le détartrage avec le chirurgien-dentiste et le suivi régulier de la femme par le gynécologue.

Or, l'objectif majeur de la consultation ostéopathique est la préservation et la conservation de l'état de santé du patient. C'est pourquoi, afin d'informer au mieux le grand public, il nous apparaît essentiel de nous inscrire le plus possible dans des protocoles de recherche, afin de valider le bien-fondé de cette prise en charge préventive.

Ainsi, notre travail de recherche s'est fondé sur l'objectivation de la stabilité en posture debout et de la stabilité en mouvement de la personne âgée autonome afin de définir le plus d'arguments permettant d'identifier les facteurs de chute.

La chute demeure un évènement traumatisant qui connait un fort impact sur la vie de la personne âgée : suite à cela, elle passe très souvent de l'autonomie à la dépendance.

Dans un premier temps, nous avons souhaité comparer la stabilité en posture debout de sujets âgés autonomes chuteurs à celui de sujets âgés autonomes non-chuteurs, à l'aide d'une plateforme stabilométrique. Nous avons pu constater que des variables permettaient de distinguer l'un de l'autre.

Les valeurs de stabilité X-moyen et Y-moyen, relatives à la symétrie « droite-gauche » et à l'orientation « en avant- en arrière » sont différentes : le sujet âgé chuteur ayant tendance à déporter son poids vers un côté préférentiel et à se tenir plus en arrière. De plus, bien que le sujet âgé dépense plus d'énergie que l'adulte plus jeune, de manière générale, pour maintenir sa stabilité en posture debout, en particulier, le sujet âgé chuteur aurait tendance à plus se maîtriser que le non-chuteur, afin de bouger le moins possible en statique debout (variable LFS). Ce phénomène peut s'expliquer par la présence systématique d'une douleur chronique dans notre échantillon de chuteurs qui peut conditionner le sujet à ne pas trop « osciller ».

Au cours de la même étude, nous avons souhaité comparer également les résultats de trois évaluations cliniques régulièrement utilisées : le Timed Get Up & Go, le Functional Reach Test et la Station Unipodale. Il est important de préciser que la population âgée a, d'une part, globalement tendance à se déplacer plus lentement que la population plus jeune et, d'autre part, que notre population demeurant autonome, elle ne contient pas de sujets institutionnalisés, présentant des troubles cognitifs ou atteints de pathologies dégénératives.

Ces tests cliniques, évaluant la déambulation ainsi que la stabilité en posture debout, distinguent les deux échantillons : le sujet âgé chuteur se déplace encore plus lentement, supporte plus difficilement de se porter vers l'avant et a beaucoup plus de mal à se maintenir debout sur une jambe.

En parallèle, nous avons pu justifier que le traitement ostéopathique des sujets âgés chuteurs avait une incidence sur les variables stabilométriques X-moyen, Y-moyen, QR et LFS, ainsi que sur les résultats du Timed Get Up & Go et du Functional Reach Test : après traitement, ces valeurs ne sont plus statistiquement différentes de celles des sujets âgés non-chuteurs.

Dans un deuxième temps, nous avons souhaité porter un regard spécifique sur la mobilité du rachis lombal chez les sujets âgés chuteurs présentant une douleur chronique locale et évaluer le rapport entre cette mobilité et l'intensité de la douleur lombaire sur sept jours. Un traitement ostéopathique est proposé à la moitié de la population, l'autre représentant le groupe témoin, les outils d'objectivation sont pour la mobilité, des capteurs inertiels et pour l'intensité de la lombalgie, l'échelle visuelle analogique.

Les résultats montrent que chez le sujet âgé chuteur, il peut être fait un lien entre la présence d'une douleur lombaire et le manque de mobilité locale, ce qui peut paraître au premier abord une évidence, mais qui n'est pas systématique sur le plan clinique : en effet, une mobilité réduite peut être asymptomatique et une douleur localisée ne concerne pas nécessairement une articulation spécifique.

De plus, dans cette étude, à court terme, le traitement ostéopathique augmente la mobilité lombaire du sujet âgé chuteur et en parallèle diminue l'intensité de la douleur et, à moyen terme, le gain de mobilité perdure mais tend à se réduire et la forte diminution de la douleur vécue à court terme se réduit légèrement également à moyen terme.

Plusieurs facteurs peuvent être mis en cause lorsqu'une articulation perd de son amplitude ou « fait mal », ce qui nécessite une démarche systémique (c'est-à-dire pas exclusivement focalisée sur la zone douloureuse) et un suivi régulier, notamment chez la personne âgée.

En parallèle, nous constatons qu'il n'existe pas de corrélation significative sur les sept jours entre l'intensité de la douleur, la morphologie du sujet et l'amplitude de ses mouvements lombaires. Cet élément est intéressant à prendre en compte, car le sujet âgé autonome chuteur évoque une intensité douloureuse lombaire qui demeure modérée (autour de 47/100), ce qui justifie que ce critère, en dehors de son intérêt dans le suivi individualisé, n'est pas prépondérant pour identifier le sujet « à risque de chute ».

De plus, le fait que l'intensité de la lombalgie du sujet ne soit pas corrélée au manque plus ou moins important de mobilité lombaire, est l'illustration que la part subjective est importante : la fameuse « peur de chuter » doit être combattue par des exercices réguliers voire quotidiens à faire chez soi, en accompagnement des soins, afin de redonner confiance.

Dans un troisième et dernier temps, nous avons souhaité comparer la stabilité en mouvement du sujet âgé autonome chuteur de celui du sujet âgé autonome non-chuteur, par l'intermédiaire d'une analyse quantifiée de la marche. Nous constatons que, alors que la longueur du cycle de marche n'est pas une variable distinctive, la vitesse du centre de masse l'est. Cela correspond aux résultats d'autres études dans le domaine : la longueur du cycle donnant des résultats hétérogènes et la faible vitesse étant un facteur prédictif de chute.

De plus, l'amplitude des articulations de la hanche, du genou et de la cheville et surtout son analyse conjointe, représente des variables significativement différentes entre le sujet âgé chuteur et le sujet âgé non-chuteur : les amplitudes sont plus faibles chez le chuteur.

Ces résultats se trouvent confortés par une corrélation entre eux : associer la vitesse, la longueur et les amplitudes articulaires (plutôt qu'une analyse isolée de chacun) permet de distinguer le sujet âgé chuteur du sujet âgé non-chuteur.

L'utilisation d'un coefficient récemment validé, le Gait Variability Index (GVI), confirme la différentiation possible sur les paramètres de la marche entre les sujets âgés autonomes chuteurs et les sujets âgés autonomes non-chuteurs.

En parallèle, nous pouvons justifier que le traitement ostéopathique des sujets âgés chuteurs a une incidence favorable sur la totalité des variables étudiées : de nouveau, les valeurs du sujet chuteur se rapprochent de celles du sujet non-chuteur après traitement.

Au-delà de l'expérience très riche vécue tout au long de ces différentes études, nous sommes très satisfaits d'avoir obtenu de tels résultats. Nous pouvons dire qu'il existe des variables objectives discriminant un sujet âgé autonome chuteur d'un sujet âgé autonome non-chuteur :

- Dans l'évaluation de la stabilité en posture debout :
    - Les paramètres stabilométriques X-moyen, Y-moyen et LFS,
    - Les tests cliniques Functional Reach et Station Unipodale.
- Dans l'évaluation de la stabilité en mouvement :
    - Le test clinique Timed Get Up & Go,
    - La donnée Vitesse du centre de masse,
    - Les amplitudes articulaires de la hanche, du genou et de la cheville,
    - Le Gait Variability Index.

Globalement, nous constatons que les différences entre « chuteurs » et « non chuteurs » s'annulent après traitement ostéopathique. La situation du sujet âgé autonome chuteur n'est donc pas inéluctable.

Maintenant, bien que nos résultats trouvent des correspondances dans la littérature, nous sommes conscients qu'il existe des limites aux conclusions que l'on peut en tirer. La population choisie est volontairement une population âgée autonome, qui conserve des antécédents cliniques et un mode de vie hétérogènes.

Il ne peut pas être fait de lien de cause à effet similaire pour chaque sujet. La taille des échantillons (autour de 30 ou 40 sujets) ne permet pas une extrapolation des résultats à la population entière, bien que les outils statistiques soient adaptés. De plus, il faut rester vigilant quant au choix des outils de mesure, qui nécessitent un calibrage et un traitement des données rigoureux. Bien que nous ayons fait les choses consciencieusement, il existe toujours de potentielles erreurs expérimentales qui se lisseraient avec une population plus importante.

Pour autant, nous entrevoyons des perspectives intéressantes quant au suivi des personnes âgées. Il est difficile d'être exhaustif, tant le champ est vaste, mais de prochaines études devraient être menées avec des critères d'inclusion permettant de distinguer un côté préférentiel de chute, des sujets appareillés d'une prothèse, étant hémiplégique ou ayant subi un accident vasculaire cérébral, par exemple.

Ensuite, une distinction portée sur l'analyse de la marche de la personne âgée autonome au cours de l'initiation de la marche puis de la terminaison de celle-ci apporterait certainement une précision sur d'autres sources de risque de chute, par l'analyse de la phase d'appui.

De la même manière, l'analyse d'une séquence d'évitement au cours de plusieurs cycles de marche (obstacles, parcours sinueux ou en pente…), ainsi que l'analyse d'une marche en continu (parcours en circuit fermé) affineraient les résultats obtenus en condition classique.

De plus, un regard porté sur l'adaptation à la marche des membres supérieurs, du tronc et de la tête, couplé à leur évaluation en position de stabilité debout apporterait nécessairement d'autres arguments en matière de prévention.

Sur le plan ostéopathique, il pourrait être intéressant de proposer un traitement aux sujets non-chuteurs afin d'analyser les effets éventuels de celui-ci sur les variables, que le seul repos ne modifie pas.

Puis, dans une prochaine étape, évaluer l'apport d'un traitement ostéopathique en complément des soins dédiés aux personnes appareillées ou présentant des pathologies organiques et neurologiques permettrait d'analyser les effets de l'Ostéopathie, dont les résultats sont encourageant pour une population âgée dite « saine », au bénéfice de patients à l'état de santé plus précaire et permettrait peut-être de circonscrire les limites de notre champ thérapeutique.

Une approche en recherche fondamentale sur le mécanisme d'action du traitement ostéopathique, à l'aide d'outils de mesure de la pression sanguine, du tonus musculaire et/ou de l'activité nerveuse, serait également une étape supplémentaire qui complèterait nos travaux en permettant d'aller au-delà de la seule objectivation des effets du traitement ostéopathique.

Une approche pluridisciplinaire pourrait également être proposée en partenariat avec la podologie. La station en bipédie et la phase d'appui du cycle de marche justifient à elles seules l'importance de l'intégrité de la voûte plantaire et de la cheville. L'ingénierie des semelles orthopédiques ne cesse de progresser et l'on pourrait se pencher sur un processus d'entrainement aidant le relevage du pied en assouplissant la cheville.

En effet, cette zone articulaire demeure un point de faiblesse qu'il est important de stimuler afin de répartir au mieux les forces de réaction du sol.

Enfin, quant aux critères d'objectivation, d'autres outils de mesure couplés à l'analyse stabilométrique et l'AQM, comme par exemple l'électromyographie, apporteraient certainement des précisions sur les facteurs prédictifs. Ainsi, nous pourrions passer d'un stade de prévention, évidemment nécessaire, à un stade de suivi de soin longitudinal, dans le but de suivre l'évolution d'un traitement sur un plus long terme.

Ainsi, il peut être envisagé l'utilisation à terme de capteurs embarqués, analysant en temps réel les amplitudes des articulations. Ces informations pourraient être transmises à un référent de santé dès que les variables se rapprocheraient des valeurs prédictives de risque de chute. Alors, une personne âgée vivant seule chez elle ne serait plus isolée. A l'appui de la collecte des données, il pourrait lui être proposé des exercices adaptés à sa situation modifiant les amplitudes articulaires, l'éloignant ainsi des facteurs de risque de chute.

Références Bibliographiques

REFERENCES BIBLIOGRAPHIQUES

[1] Institut National de la Statistique et des Etudes Economiques. http://www.insee.fr **2013.**

[2] L'état de santé de la population en France. Suivi des objectifs annexés à la Loi de Santé publique. Chutes des personnes âgées. *DREES.* Rapport **2011**.

[3] SFDRMG Société Française de Documentation et de Recherche en Médecine Générale. *Prévention des chutes accidentelles chez la personne âgée - Fiche de synthèse*. Paris : HAS;**2005**.

[4] SFGG Société Française de Gériatrie et Gérontologie. *Evaluation et prise en charge des personnes âgées faisant des chutes répétées - Recommandations.* Paris : HAS;**2009**.

[5] NHIS National Center for Health Statistics. Difficulty in physical functioning by age, sex, race, and hispanic origin: United States, **1997-2002**. http://www.cdc.gov/nchs/agingact.htm

[6] American Geriatrics Society, et al. Guideline for the prevention of falls in older persons. *Journal of the American Geriatrics Society* **2001**;49:664-72.

[7] American Geriatrics Society: Summary of the Updated American Geriatrics Society/British Geriatrics Society Clinical Practice Guideline for Prevention of Falls in Older Persons *JAGS* **2010**:1-10.

[8] Cesari M., Kritchevsky S.B., Penninx B.W. *et al*. Prognostic value of usual gait speed in well-functioning older people – results from the Health, aging and body composition study. *J Am Geriatr Soc* **2005**;53:1675-80.

[9] Verghese J., Lipton R.B., Hall C. *et al*. Abnormality of gait as a predictor of non-Alzheimer's dementia. *N Eng J Med* **2002**;347:1761-8.

[10] Scherder E., Eggeremont L., Swaab D. *et al*. Gait in ageing and associated dementias; its relationship with cognition. *Neuroscience and Biobehavioral Reviews* **2007***;*31:485-97.

[11] Yogev-Seligmann G., Hausdorff J.M., Giladi N. The role of executive function and attention in gait. *Movement Disorders* **2008***;*3:329-42.

[12] Blanke D.J., Hageman P.A. Comparison of gait of young men and elderly men. *Phys Ther* **1989**; 69:144-8.

[13] Byrne J.E., Stergiou N., Blanke D., Houser J.J., Kurz M.J., Hageman P.A. Comparison of gait patterns between young and elderly women: an examination of coordination. *Percept Mot Skills*. **2002**;94:265-80.

[14] Alexander N.B., Goldberg A. Gait disorders: search for multiple causes. *Clevel Clin J Med* **2005**;72:586-94.

[15] Amblard B. Les descripteurs du contrôle postural. *Ann. Réadaptation Méd. Phys.* **1998**;41:225-37.

[16] Bricot B. *Normalité posturale morphologique et normalité stabilométrique*. Marseille : Solal ;**2001**.

[17] Duval-Beaupère G., Legaye J. Composante sagittale de la statique rachidienne. *Rev Rhum* **2004**;71:105-19.

[18] Fearing F.S. The factors influencing static equilibrium. *J. Comp. Physiol. Psychol*. **1924**;4:90-121.

[19] Gagey P.M. *et al*. *Huit leçons de posturologie : fascicules 1, 2, 3 et 4*. Paris : Assoc. Franç. Posturo.;**1994**.

[20] Gagey P.M., Bizzo G., Ouaknine M., Weber B. *La tactique du pied*. In: Weber B., Villeneuve Ph. *Pied, équilibre et traitements posturaux*. Paris, Masson. **2003**:16-21.

[21] Duarte M., Harvey W., Zatsiorsky V. Stabilometric analysis of unconstrained standing. *Ergonomics.* **2000**;43(11):1824-39.

[22] Farenc I., Rougier P., Berger L. Mise en évidence des effets du gain du feedback visuel sur la performance posturale par une modélisation des trajectoires du centre des pressions en mouvement Brownien fractionnaire. *Ann Kiné.* **2001**;28(1):2-10.

[23] Gagey P.M., Bizzo G., Dimidjian J. *et al*. La "danse" du CdP et sa mesure. **1997** in Lacour M. (Ed) *Posture et Équilibre*. Sauramps, Montpellier, 167-180.

[24] Baratto L., Morasso P.G., Re C., Spada G. A new look at posturographic analysis in the clinical context: sway-density versus other parameterization techniques. *Motor Control.* **2002**;6(3):246-70.

[25] Gagey P.M., Weber B. *Posturologie. Régulation et dérèglements de la station debout.* 3ème édition. Paris : Masson;**2004**.

[26] Fitzpatrick R., Mccloskey D. Proprioceptive, visual and vestibular thresholds for the perception of sway during standing in humans. *Journal of Physiology.* **1994**;478:173-86.

[27] Winter D.A., Prince F., Patla A. Validity of the invertum pendulum model of balance in quiet standing. *Gait and Posture.* **1997**;5:153-4.

[28] Berthoz A. *Le sens du mouvement*. Paris : Odile Jacob;**1988**.

[29] Teasdale N., Stelmach G.E., Breunig A. Postural sway characteristics of the elderly under normal and altered visual and support surface conditions. *J Gerontol* **1991**;46(6):238-44.

[30] Simoneau G.G., Leibowitz H.W., Ulbrecht J.S., Tyrrell R.A., Cavanagh P.R. The effects of visual factors and head orientation on postural steadiness in women 55 to 70 years of age. *J Gerontol* **1992**;47(5):151-8.

[31] Woollacott M.H. Age-related changes in posture and movement. *J Gerontol* **1993**;48:56-60.

[32] Teasdale N., Simoneau M. Attentional demands for postural control: the effects of aging and sensory reintegration. *Gait Posture* **2001**;14(3):203-10.

[33] Hatzitaki V., Amiridis I.G., Arabatzi F. Aging effects on postural responses to self-imposed balance perturbations. *Gait Posture* **2005**;22:250-7.

[34] Sundermier L., Woollacott M.H., Jensen J.L., Moore S. Postural sensitivity to visual flow in aging adults with and without balance problems. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci* **1996**;51(2):45-52.

[35] Matheson A.J., Darlington C.L., Smith P.F. Further evidence for age-related deficits in human postural function. *J Vestib Res* **1999**;9(4):261-4.

[36] Horak F.B., Hlavacka F. Somatosensory loss increases vestibulospinal sensitivity. *J Neurophysiol* **2001**;86(2):575-85.

[37] Brown L.A., Sleik R.J., Polych M.A., Gage W.H. Is the prioritisation of postural control altered in conditions of postural threat in younger and older adults? *J. Gerontol A-Biol* **2002**;57:M785-MM92.

[38] Mollard R., Wolff M., Couture N., Clay A. Développement d'une plateforme d'évaluation personnalisable et adaptable pour l'étude du comportement émotionnel en situation de multisollicitations. *Le Travail Humain* **2012** ;75(3):253-77.

[39] Hernandez N., Metzger A., Magné R. *et al*. Exploration of core features of a human face by healthy and autistic adults analyzed by visual scanning. *Neuropsychologia* **2009**;47:1004-12.

[40] Gauchard G.C., Gangloff P., Jeandel C., Perrin P.P. Influence of regular proprioceptive and bioenergetic physical activities on balance control in elderly women. *J Gerontol A-Biol* **2003**;58(A):M846-MM50.

[41] Nashner L.M., McCollum G. The organization of human postural movements: a formal basis and experimental synthesis. *Behavioral and Brain Sciences* **1985**;8:135-72.

[42] Nieoullon A. Le cerveau sensoriel. *Le Bulletin Scientifique de l'Arapi* **2009** ;23:5-10.

[43] Bar-Shalita T., Parush S. Sensory modulation disorder: a risk factor for participation in daily life activities. *Developmental Medicine & Child Neurology* **2008**;50(12):932-7.

[44] Teasdale N., Stelmach G.E., Breunig A., Meeuwsen H.J. Age differences in visual sensory integration. *Exp Brain Res* **1991**;85(3):691-6.

[45] Teasdale N., Bard C., LaRue J., Fleury M. On the cognitive penetrability of posture control. *Exp Aging Res* **1993**;19(1):1-13.

[46] Riley M.A., Wong S., Mitra S., Turvey M.T. Common effects of touch and vision on postural parameters. *Exp Brain Res* **1997**;117(1):165-70.

[47] Massion J., Amblard B., Assaiante C., Mouchnino L., Vernazza S. Body orientation and control of coordinated movements in microgravity. *Brain Res Rev* **1998**;28(1-2):83-91.

[48] Massion J., Alexandrov A., Frolov A. Why and how are posture and movement coordinated? *Process in Brain Research* **2004**;143:13-27.

[49] Woollacott M., Shumway-Cook A. Attention and the control of posture and gait: a review of an emerging area of research. *Gait Posture* **2002**;16(1):1-14.

[50] Vuillerme N., Nafati G. How attentional focus on body sway affects postural control during quiet standing. *Psychol Res* **2007**;71(2):192-200.

[51] Shumway-Cook A., Woollacott M. Attentional demands and postural control: the effect of sensory context. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci* **2000**;55(1):10-16.

[52] Lacour M. *et al*. Posture control, aging, and attention resources: models and posture-analysis methods. *Clin Neurophysio* **2008**;38(6):411.

[53] Rubenstein L.Z., Robbins A.S., Josephson K.R. *et al*. The value of assessing falls in an elderly population: a randomised clinical trial. *Ann Intern Med* **1990**;113:308-16.

[54] Anker L.C. *et al*. The relation between postural stability and weight distribution in healthy subjects. *Gait Posture* **2008**;27(3):471-7.

[55] Briançon S., Guérin G., Sandrin-Berthon B. Maladies chroniques. *ADSP*. **2010**;72:11-43.

[56] Observatoire du mouvement. http://www.observatoire-du-mouvement.com **2013**.

[57] Mbourou Azizah G. *Les caractéristiques de l'amorce de la marche et les effets d'une modification des informations sensorielles sur la programmation et l'exécution du 1^er^ pas chez les aînés chuteurs, non chuteurs et chez les jeunes adultes.* Université de Laval (Canada). **2002.**

[58] Gasq D., Molinier F., Lafosse J.M. Physiologie, méthodes d'explorations et troubles de la marche. http://www.medecine.ups-tise.fr **2013.**

[59] Viel E. *La marche humaine, la course et le saut : biomécanique, explorations, normes et dysfonctionnements*. Paris : Masson;**2000**.

[60] Oberg T., Karsznia A., Oberg K. Basic gait parameters: reference data for normal subjects 10-79 years of age. *J Rehabil Res Dev* **1993**;30:10-23.

[61] Kelso J., Schöner G. Self-organization of coordinative movement patterns. *Human Movement Science* **1988**;7:27-46.

[62] Taga G., Yamagushi Y., Shimizu H. Self-organized control of bipedal locomotion by neutral oscillators in unpredictable environment. *Biological Cybernetics* **1991**;65:147-59.

[63] Assaiante C. Development of locomotor balance control in healthy children. *Neurosci Biobehav Rev* **1998**;22(4):527-32.

[64] Dedieu P. *Dynamique de coordination chez l'Homme. De la coordination intra-membre à la coordination inter-membres*. Université de Toulouse III Paul Sabatier **2011** [Thèse]

[65] Collins S.H., Adamczyk P.G., Kuo A.D. Dynamic arm swinging in human walking. *Proc Biol Sci* **2009**;276(1673):3679-88.

[66] Auvinet B., Chaleil D., Barrey E. Analyse de la marche humaine dans la pratique hospitalière par une méthode accélérométrique. *Revue Rhumatologue* **1999**;66(7-9):445-7.

[67] Tinetti M.E., Speechley M., Ginter S.F. Risk factors for falls among elderly persons living in the community. *N Engl J Med* **1988**;319:1701-7.

[68] Sattin R.W. Falls among older persons: a public health perspective. *Annu Rev Public Health* **1992**;13:489-508.

[69] Pfitzenmeyer P., Mourey F., Tavernier-Vidal B., Gaudet M. Attitude face à la chute du sujet âgé. *Revue de Gériatrie* **1992**;17.

[70] Pfitzenmeyer P. Troubles de l'équilibre et de la marche des sujets âgés après chute. *Revue de Gériatrie* **2003**;28:463.

[71] Collège des Enseignants de Neurologie. Troubles de la marche et de l'équilibre, chutes chez le sujet âgé. http://www.cen-neurologie.asso.fr **2011**.

[72] Rubenstein L.Z., Josephson K.R., Wieland G.D. *et al*. Effectiveness of a geriatric evaluation unit: a randomized clinical trial. *New England J of Med* **1984**;311:1664-70.

[73] Stuck A.E. Comprehensive Geriatric Assessment(CGA): a meta-analysis. *Lancet* **1993**; 342:1032-6.

[74] Chaumont V. Le sujet âgé et la chute : approche psychomotrice. Evolutions psychomotrices **1997**;35:9-15.

[75] Tinetti M.E., Williams T.F., Mayewski R. Fall risk index for elderly patients based on number of chronic disabilities. *Am J Med* **1986**;80:429-34.

[76] Nazarko L. Falls prevention in pratice: guidance and case study. *Br J Community Nurs* **2006**;11(12):527-9.

[77] Nevit M.C., Cummings S.R., Hudes E.S. Risk factors for injurious falls: a prospective study. *J Gerontol* **1991**;46:164-70.

[78] Vellas B.J., Baumgartner R.N., Romero L.J. *et al*. Incidence and consequences of falls in free-living healthy elderly persons. *Facts and Research in Gerontology* **1993**;7:217-28.

[79] Tinetti M.E. *et al*. A multifactorial intervention to reduce the risk of falling among elderly people living in the community. *N Engl J Med* **1994**;331(13):821-7.

[80] Gillespie L.D. *et al*. Interventions for preventing falls in elderly people. *Cochrane Database Syst* Rev **2009**;(2):CD000340.

[81] Dubois G. Prévention des chutes accidentelles. *Recommandations HAS* **2005**.

[82] Berg K.O., Wood-Dauphinee S.L., Williams J.I., Maki B. Measuring balance in the elderly: validation of an instrument. Can J Public Health **1992**;83(2):7-11.

[83] Maki B.E., Holliday P.J., Topper A.K. A prospective study of postural balance and risk of falling in an ambulatory and independent elderly population. *J Gerontology* **1994**;49(2):72-84.

[84] Graafmans W.C., Ooms M.E., Hofstee H.M.A. *et al*. Falls in the elderly: a prospective study of risk factors and risk profiles. *American Journal of Epidemiology* **1996**;143:1129-36.

[85] Kemoun G., Blatt J.L. Modifications de la statique et de l'initiation de la marche comme facteurs prédictifs de chutes chez la personne âgée. *Ann Réad Méd Phys* **1997**;40:457.

[86] Maki B.E., McIllroy W.E. Change in support balance reactions in older persons: an emerging research area of clinical importance. *Neurol Clin* **2005**;23(3):751-83.

[87] Huard Y. Posture and chronic gonalgia in the elderly: contribution of osteopathic treatment. *Comp Methods in Biomecha and Biomed Engineering* **2012**;15(1):377-8.

[88] Huard Y. Gait disturbance in the elderly: contribution of an osteopathic treatment. *AAOJ* **2013**;23(1):40-45.

[89] Gagey P.M., Dujols A., Fouché B. *Critique de la posturologie*. pp 83-97. In : Barrois B., Berthoz A., Bleton J.P., Brun V., Borde C., Gagey P.M. *et al*. (Eds). Les troubles de l'équilibre. Paris : Frison Roche,**1992**.

[90] Pyykko I. Le contrôle postural des sujets âgés, stratégie des récepteurs, chutes accidentelles. *Critique de la posturologie* **1993**;53:1-8.

[91] Di Fabio R.P. Sensitivity and specificity of platform posturography for identifying patients with vestibular dysfunction. *Physical therapy* **1995**;75(4):290-305.

[92] Danis C.G., Krebs D.E., Gill-Body K.M., Sahrmann S. Relationship between standing posture and stability. *Physical Therapy* **1998**;78:502-17.

[93] Loram I.D., Lakie M. Human balancing of an inverted pendulum:position control by small, ballistic-like, throw and catch movements. *J Physiol* **2002**;540(3):1111-24.

[94] Lord S.R., Ward J.A., Williams P., Anstey K.J. Physiological factors associated with fails in older community-dwelling women. *J Am Geriatr Soc* **1994**;42(10):1110-7.

[95] Gauchard G., Jeandel C., Perrin P. Physical and sporting activities improve vestibular afferent usage and balance in elderly human subjects. *Gerontology* **2001**;47(5):263-70.

[96] Lord S.R., Sherrington C., Menz H.B. Falls in older people: risk factors and strategies for prevention. *J R Soc Med* **2001**;94(4):202.

[97] Verriest G. Influence of age on visual functions in humans. *Bull Acad R Med Belg* **1971**;11(8):527-78.

[98] Buatois S., Guequen R., Gauchard G., Benetos A., Perrin P. Posturography and risk of recurrent falls in healthy non-institutionalized persons aged over 65. *Gerontology* **2006**;52(6):345-52.

[99] Wojcik L.A., Thelen D.G., Schultz A.B. *et al*. Age and gender differences in peak lower extremity joint torques and ranges of motion used during single-step balance recovery from a forward fall. *J Biomec* **2001**;34:67-73.

[100] Duncan P.W., Chandler J., Studenski S. *et al*. How do physiological components of balance affect mobility on elderly men? *Archives Phys Med and Rehab* **1993**;74:1343-9.

[101] Horak F.B., Shupert C.L., Mirka A. Components of postural dyscontrol in the elderly: a review. *Neuro of Aging* **1989**;10:727-38.

[102] Brach J.S., Studenski S., Perera S., Vanswearingen J.M., Newman A.B. Stance time and step width variability have unique contributing impairments in older persons. *Gait Posture* **2008**;27:431-9.

[103] Schollhammer V., Meas Y., Bugault E. Apport de la posturologie dans la prise en charge des syndromes douloureux. *Posturothérapie.* **2006**;114.

[104] Aufauvre V., Kemoun G., Carette P., Bergeal E. Evaluation posturale à domicile chez la personne âgée : comparaison chuteurs-non chuteurs. *Annales Réadapt Med Phys* **2005**;48:165-71.

[105] Bohannon R.W. Comfortable and maximum walking speed of adults aged 20-79 years. *Age and Ageing* **1997**; 26:15-19.

[106] Brach J.S., Berlin J.E., Vanswearingen J.M., Newman A.B., Studenski S.A. Too much or too little step width variability is associated with a fall history in older persons who walk at or near normal gait speed. *J Neuroengineering Rehabil* **2005**;2:21.

[107] Laufer Y. Effect of age on characteristics of forward and backward gait at preferred and accelerated walking speed. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci*. **2005**;60:627-32.

[108] Beauchet O., Annweiler C., Allali G. *et al*. Recurrent falls and dual task-related decrease in walking speed: Is there a relationship? *J Am Geriatr Soc* **2008**;56(7):1265-9.

[109] Espy D.D., Yang F., Bhatt T., Pai Y.C. Independent influence of gait speed and step length on stability and fall risk. *Gait Posture*. **2010**;32(3):378-82.

[110] Hageman P.A. Gait characteristics of healthy elderly: a literature review. *Issues on Aging* **1995**;18(2).

[111] Montero-Odasso M., Schapira M., Soriano E.R. *et al*. Gait velocity as a single predictor of adverse events in healthy seniors aged 75 years and older. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci* **2005**;60:1304-9.

[112] Willems D.A., Vandervoort A.A. Balance as a contributing factor to gait speed in rehabilitation of the elederly. *Physio Canada* **1996**;48(3):179-84.

[113] Vellas B.J., Wayne S.J., Romero L. *et al*. One-leg balance is an important predictor of injurious falls in older persons *J Am Geriatr Soc* **1997**;45:735-8.

[114] Duncan P.W., Weiner D.K., Chandler J., Studenski S. Functional reach: a new clinical measure of balance. *J Gerontol* **1990**; 45(6):M192-7.

[115] Podsialdo D., Richardson S. The Timed Up and Go: a test of basic functional mobility for frail elderly persons. *J. Am Geriatr Soc* **1991**;39:142-8.

[116] Colson S. Quantification des niveaux d'activité électromyographique des muscles agonists et antagonists lors de contractions musculaires isométriques, concentriques et excentriques. *Sciences et Motricité* **2014**;85(3):93-102.

[117] Hogrel J.Y., Payan C.A., Ollivier G. *et al*. Development of a French isometric strength normative database for adults using quantitative muscle testing. *Arch Phys Med Rehabil* **2007**;88(10):1289-97.

[118] Doriot N., Chèze L., A three dimensional dynamic model of the lower limb during the stance phase of gait. *Recent Research Developments Biomechanics* **2003**;247-67.

[119] Damsgaard M., Rasmussen J., Christensen S.T., Surma E., de Zee M. Analysis of musculoskeletal systems in the AnyBody Modeling System. *Simulation Modelling Practice and Theory* **2006**;14:1100-1.

[120] Bonnefoy A., Doriot N., Senk M., Dohin B., Pradon D., Chèze L., A non-invasive protocol to determine the personalized moment arms of knee and ankle muscle. *Journal of Biomechanics* **2007**;40(8):1776-85.

[121] Arnold A.S, Thelen D.G., Schwarts M.H., Anderson F.C., Delp S.L., Muscular coordination of knee motion during the terminal-swing phase of normal gait. *Computer Aided Surgery* **2007**;108-19.

[122] Fregly B.J., Reinbolt J.A., Rooney K.L., Mitchell K.H., Chmielewski T.L. Design of patient-specific gait modifications for knee osteoarthritis rehabilitation. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* **2007**;54:1687-95.

[123] Nazer R.A., Rantalainen T., Heinonen A., Sievanen H., Mikkola A., Flexible multibody simulation approach in the analysis of tibial strain during walking. *Journal of Biomechanics* **2008**;41:1036-43.

[124] Arnold A.S., Asakawa D.J., Delp S.L. Do the hamstrings and adductors contribute to excessive internal rotation of the hip in persons with cerebral palsy? *Gait and Posture* **2000**;11:181-90.

[125] Arnold A.S., Blemker S.S., Delp S.L. Evaluation of a deformable musculoskeletal model: application to planning muscle-tendon surgeries for crouch gait. *Annals of Biomedical Engineering* **2001**;29:1-11.

[126] Arnold A.S., Delp S.L. Rotational moment arms of the medial hamstrings and adductors vary with femoral geometry and limb position: implications for treatment of internally rotated gait. *Journal of Biomechanics* **2001**;34:437-47.

[127] Hicks J.L., Schwartz M.H., Arnold A.S., Delp S.L. Crouched postures reduce the capacity of muscles to extend the hip and knee during the single-limb stance phase of gait. *Journal of Biomechanics* **2008**;41:960-7.

[128] Floirat N., Bares F., Ferrey G. et al. Aporia of stabilometric standards. *Gait and Posture* **2005**;21(1):52.

[129] Perennou D., Decavel P. Manckoundia Y. et al. Evaluation of balance in neurologic and geriatric disorders. *Ann Readapt Med Phys* **2005**;48:317-35.

[130] Larivière C., Kearney R., Mecheri H. *et al*. Evaluation biomécanique des déterminants de la stabilité lombaire : étude exploratoire. Rapport R-742 : IRSST; **2012**. 68p.

[131] Bonnet S., Bassompierre C., Godin C. *et al*. Calibration methods for inertial and magnetic sensors. *Sensors and Actuators A* **2009**;156(2):302-11.

[132] Tupling S., Pierrynowski M.R. Use of cardan angles to locate rigid bodies in three-dimensional space. *Med&Biol Eng&Comput* **1987**;55:35-60.

[133] Grood E.S., Suntay, W.J. A joint coordinate system for the clinical description of three-dimensional motions: application to the knee. *J Biomech Eng* **1983**;105(2):136-44.

[134] Wu G *et al*. ISB recommendation on definitions of joint coordinate system of various joints for reporting og human joint motion – part I: ankle, hip and spine. *J Biomech* **2002**;35(4):543-8.

[135] Kwon Y.H., Casebolt J.B. Effects of light refraction on the accuracy of camera calibration and reconstruction in underwater motion analysis. *Sports Biomech* **2006**;5(1):95-120.

[136] De Leva P. Adjustments to Zatsiorsky-Seluyanov's segment inertia parameters. *J. Biomechanics* **1996**;29(9):1223-30.

[137] Barelle C., Houel N., Koutsouris D. A cluster analysis approach for the determination of a fall risk level classification. *19th IEEE CAMAD Athens (Greece)* **2014**.

[138] Winter D.A., Yack H.J. EMG profiles during normal human gait walking: stride to stride and inter-subject variability. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology* **1987**;67:402-11.

[139] Winter D.A. Human balance and posture control during standing and walking. *Gait and Posture* **1995**;3:193-214.

[140] Coutts F. Gait analysis in therapeutic environment. *Manual therapy* **1999**;4:2-10.

[141] Chong R.K., Chastan N., Welter M.L., Do M.C. Age-related changes in the center of mass velocity control during walking. *Neurosci Lett* **2009**;458:23-7.

[142] Najafi B., Helbostad J., Moe-Nilssen R., Zijlstra W., Aminian K. Does walking strategy in older people change as a function of walking distance? *Gait & Posture* **2009**;29:261-6.

[143] Webster K.E., Wittwer J.E., Feller J.A. Validity of the GaitRite ® walkway system for measurement of averaged individual step parameters of gait. *Gait & Posture* **2005**;22:317-21.

[144] Lindemann U., Najafi B., Zijlstra W. *et al*. Distance to achieve steady state walking speed in frail elderly persons. *Gait & Posture* **2008**;27:91-6.

[145] Kirkwood R. N., de Souza Moreira B. *et al*. Step length appears to be a strong discriminant gait parameter for elderly females highly concerned about falls: a cross-sectional observational study. *Physiotherapy* **2011**;97(2):126-31.

[146] Gouelle A., Mégrot F., Presedo A. *et al*. The gait variability index: a new way to quantify fluctuation magnitude of spatiotemporal parameters during gait. *Gait and Posture* **2013**;38(3):461-5.

[147] Tardif J. *Devenir ostéopathe – Agir avec compétence*. Syndicat National de l'Enseignement Supérieur en Ostéopathie. Saint-Etienne: SNESO Editions;**2012**.

[148] Rumney I.C. The relevance of somatic dysfonction. *J Am Osteopath Assoc* **1975**;74(8):723-5.

[149] Williams N. Managing back pain in general practice: is Osteopathy the new paradigm? *Br J Gen Pract* **1997**;47(423):653-5.

[150] Sleszynski S.L., Gloneck T., Kuchera W.A. Standardized medical record: a new outpatient osteopathic SOAP note form: validation of a standardized office form against physician's progress notes. *J Am Osteopath Assoc* **1999**;10:516-29.

[151] Korr I.M. Proprioceptors and somatic dysfunction. *J Am Osteopath Assoc* **1975**;74(7):638-50.

[152] Korr I.M. Somatic dysfunction, osteopathic manipulative treatment, and the nervous system: a nex facts, some theories, many questions. *J Am Osteopath Assoc* **1986**;86(2):109-14.

[153] Korr I.M. Osteopathic research: the needed paradigm shift. *J Am Osteopath Assoc* **1991**;91(2):156,161-8, 170-1.

[154] Rogers F.J., D'Alonzo G.E.Jr, Glover J.C. *et al*. Proposed tenets of osteopathic medicine and principles for patient care. *J Am Osteopath Assoc* **2002**;102(2):63-5.

[155] Meleger A.L., Krivickas L.S. Neck and back pain: musculoskeletal disorders. *Neurol Clin* **2007**;25(2):419-38.

[156] Gal J., Herzog W; Kawchuk G. *et al*. Biomechanical studies of spinal manipulative therapy (SMT): Quantifying the movements of vertebral bodies during SMT. *J CCA* **1994**;38:11-24.

[157] Herzog W., Conway P.J.W., Zhang Y.T. *et al*. Reflex response associated with manipulative treatments on the thoracic spine. *J Manip & Physio Ther* **1995**;18:233-6.

[158] Herzog W., Scheele D., Conway P.J.W. Electromyographic responses of back and limb muscles associated with spinal manipulative therapy. *Spine* **1999**;24(2):146-52.

[159] Herzog W. The biomechanics of spinal manipulation. *J Bodyworks & Mov Ther* **2010**;14:280-6.

[160] Entyre B., Abraham L. H-Reflex changes during static stretching and two variations of proprioceptive neuromuscular facilitation techniques. *Elec Clin Neuro* **1986**;63:174-9.

[161] Dwain C., Dalton J., Seaber A. et al. Viscoelastic properties of muscle-tendon units, the biomechanical effects of stretching. *Am J Sport Med* **1990**;18:300-6.

[162] Dardzinski J.A., Ostrov B.E., Hamann L.S. Myofascial pain unresponsive to standard treatment. Successful use of a strain and counterstrain technique with physical therapy. *J Clin Rheumatol* **2000**;6:169-74.

[163] Wong C.K., Schauer-Alvarez C. Effect of strain/counterstrain on pain and strength in hip musculature. *J Man Manip Ther* **2004**;12:215-23.

[164] Viel E. *La marche humaine, la course et le saut : biomécanique, explorations, normes et dysfonctionnement.* Le point en rééducation et APS volume 9. Paris: Masson;**2000**.

[165] Mills P.M., Barrett R.S. Swing phase mechanics of healthy young and elderly men. *Hum Mov Sci* **2001**;20:427-46.

[166] Perkin G.D. *Neurologie : Manuel et atlas*. Traduction française. Paris: De Boeck;**2002**.

[167] Vibert J.F., Sébille A., Lavallard-Rousseau M.C., Boureau F. *Neurophysiologie : de la physiologie à l'exploration fonctionnelle*. Paris: Elsevier;**2005**.

[168] Nadeau S.E., Ferguson T.S., Valenstein E. *et al*. *Neurosciences médicales*. Traduction française. Paris: Elsevier;**2006**.

[169] Organisation Mondiale de la Santé. *Principes méthodologiques généraux pour la recherche et l'évaluation relatives à la médecine traditionnelle*. Genève : WHO/EDM/TRM;**2000**.

[170] Tentiller E., Sénamaud K., Lassié P. *et al*. Biomécanique : critères prédictifs de gravité. *Médecine d'urgence* **2002**;7-20.

[171] Williams H.G., McClenaghan B.A., Dickerson J. Spectral characteristics of postural control in elderly individuals. *Arch Phys Med Rehabil* **1997**;78:737-44.

[172] Melzer I., Benjuya N., Kaplanski J. Postural stability in the elderly: a comparison between fallers and non-fallers. *Age and Ageing* **2004**;33:602-7.

[173] Pajala S., Era P., Koskenvuo M. *et al*. Force platform balance measures as predictors of indoor and outdoor falls in community-dwelling women aged 63-76 years. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci* **2008**;63:171-8.

[174] Fernie G.R., Gryfe C.I., Holliday P.J., Llewellyn A. The relationship of postural sway in standing to the incidence of falls in geriatric subjects. *Age and Ageing* **1982**;11:11-6.

[175] Carty C.P., Mills P., Barrett R. Recovery from forward loss of balance in young and older adults using the stepping strategy. *Gait Posture* **2011**;33:261-7.

[176] Whipple R., Wolfson L., Derby C., Singh D., Tobin J. Altered sensory function and balance in older persons. *J. Gerontol*.**1993**;48:71-6.

[177] Judge J.O., King M.B., Whipple R., Clive J., Wolfson L.I. Dynamic balance in older persons: effects of reduced visual and proprioceptive input. *J. Gerontol*. **1995**;50:263-70.

[178] Liaw M.Y., Chen C.L., Pei Y.C., Leong C.P., Lau Y.C. Comparison of the static and dynamic balance performance in young, middle-aged, and elderly healthy people. *Chang Gung Med. J*. **2009**;32:297-304.

[179] Brooke-Wavell K., Perrett L.K., Howarth P.A., Haslam R.A. Influence of the visual environment on the postural stability in healthy older women. *Gerontology* **2002**;48(5):293-7.

[180] Palm H.G., Strobel J., Achatz G., von Luebken F., Friemert B. The role and interaction of visual and auditory afferents in postural stability. *Gait Posture* **2009**;30:328-33.

[181] Ickenstein G.W., Ambach H., Klöditz A. *et al*. Static posturography in aging and Parkinson's disease. *Front Aging Neurosci* **2012**;4:20.

[182] Fujita T., Nakamura S., Ohue M. *et al*. Effect of age on body sway assessed by computerized posturography. *J Bone Miner Metal* **2005**;23(2):152-6.

[183] Mathias S., Nayak U.C., Isaacs B. Balance in elderly patients: the "get-up and go" test. *Arch Phy Med Rehabil* **1986**;67(6):387-9.

[184] Vanswearingen J.M., Brach J.S. Making geriatric assessment work: selecting useful measures. *Physical Therapy* **2001**;81:1233-52.

[185] Shäfer A., Hall T., Briffa K. Classification of low back-related leg pain: a proposed pathomechanism-based approach. *Man Ther* **2009**;14(2):222-30.

[186] Konstantinou K., Beardmore R., Dunn K.M. *et al*. Clinical course, characteristics and prognostic indicators in patients presenting with back and leg pain in primary care. The ATLAS study protocol. *BMC Musculoskelet Disord* **2012**;13:4.

[187] Callaghan J.P., Patla A.E., McGill S.M. Low back three-dimensional joint forces, kinematics, and kinetics during walking. *Clinical Biomechanics* **1999**;14(3):203-16.

[188] Cappozzo A. The forces and couples in the human trunk during level walking. *Journal of Biomechanics* **1983**;16(4):265-77.

[189] Crosbie J., Vachalathiti R., Smith R. Age, gender and speed effects on spinal kinematics during walking. *Gait and Posture* **1997**;5:13-20.

[190] Kavanagh J.J., Morrison S., Barrett R.S. Coordination of head and trunk accelerations during walking. *Eur J Appl Physiol* **2005**;94(4):468-75.

[191] Kapandji I.A. *Physiologie articulaire* Fascicule III, Tronc et Rachis. Paris: Maloine;**1996**.

[192] Andersson E., Nilsson J., Thorstensson A. Intramuscular EMG from the hip flexor muscles during human locomotion. *Acta Physiol Scand* **1997**;161(3):361-70.

[193] Juker D., McGill S.M., Kropf P., Steffen T. Quantitative intramuscular myoelectric activity of lumbar portions of psoas and the abdominal wall during a wide variety of tasks. *Med Sci Sport* Exercise **1998**;30(2):301-10.

[194] Andersson E., Oddsson L., Grundstrom H., Thorstensson A. The role of the psoas and iliacus muscles for stability and movement of the lumbar spine, pelvis and hip. *Scand J Med Sci Sport* **1995**;5(1):10-6.

[195] Keagy R.D., Bumlick J., Bergan J.J. Direct electromyography of the psoas major in men. *J Bone Joint Surg* **1966**;48:1377-82.

[196] Revel J., Samuel J., Andres J.C. Physiologie du muscle psoas major : étude électromyographique et déduction pour la kinésithérapie. *Ann Kinésithér* **1982**;9:7-39.

[197] Gatton M.L., Pearcy M.J. Kinematics and movement sequencing during flexion of the lumbar spine. *Clinical Biomechanics* **1999**;14(6):376-83.

[198] Ferguson S.A., Marras W.S., Burr D.L. The influence of individual low back health status on workplace trunk kinematics and risk of low back disorder. *Ergonomics* **2004**;47(11):1226-37.

[199] Hirose D., Ishida K., Nagano Y., Takahashi T. *et al*. Posture of the trunk in the sagittal plane is associated with gait in community-dwelling elderly population. *Clinical Biomechanics* **2004**;19(1):57-63.

[200] Gourmelen J., Chastang J.F., Ozguler A. *et al*. Fréquence des lombalgies dans la population française de 30 à 64 ans. Résultats issus de deux enquêtes nationales. *Ann Réadapt Med Phys* **2007**;50(8):640-4.

[201] Carey T.S., Evans A.T., Hadler N.M. *et al*. Acute severe low back pain. A population-based study of prevalence and care-seeking. *Spine* **1996**;21(3):339-44.

[202] Lim K.L., Jacobs P., Klarenbach S. A population-based analysis of healthcare utilization of persons with back disorders: Results from the canadian community health survey 2000-2001. *Spine* **2006**;31(2):212-8.

[203] Picavet H.S., Struijs J.N., Westert G.P. Utilization of Health Resources due to Low Back Pain: Survey and Registered Data Compared. Health Services Research. *Spine* **2008**; 33(4):436-44.

[204] Roy M., Lebuis A., Peretz I., Rainville P. The modulation of pain by attention and emotion: A dissociation of perceptual and spinal nociceptive processes. *Eur J Pain* **2010**;15:641e1-e10.

[205] Godinho F., Magnin M., Frot M., Perchet C., Garcia-Larrea L. Emotional modulation of pain: is it the sensation or what we recall? *J Neurosci* **2006**;26:11454-61.

[206] McMahon S.B., Jones N.G. Plasticity of pain signaling: role of neurotrophic factors exemplified by acid-induced pain. *J Neurobiol* **2004**;61:72-87.

[207] Scholz J., Woolf C.J. The neuropathic pain triad: neurons, immune cells and glia. *Nat Neurosci* **2007**;10:1361-68.

[208] Latrémolière A., Woolf C.J. Central sensitization: a generator of pain hypersensitivity by central neural plasticity. *J Pain* **2009**;10:895-926.

[209] Winter D.A. *The biomechanics and motor control of human gait: Normal, elderly and pathological* 2nd edition. Waterloo: University of Waterloo Press, **1991**.

[210] Chester V., Tinglley M., Biden E. Aged related differences in gait kinetics. *Clinical Biomechanics* **2006**;21(7):726-32.

[211] Judge J., Davis R., Ounpuu S. Step length reduction in advanced age: the role of ankle and hip kinetics. *Journal of Gerontologie* **1966**;51A:303-12.

[212] Winter D.A. Foot trajectory in human gait: a precise and multifactorial motor control task. *Physical Therapy* **1992**;72:45-53.

[213] Kressig R.W., Beauchet O., Anders J. *et al*. Guidelines for clinical applications of spatio-temporal gait analysis in older adults. *Aging: Clinical and Exp Research* **2006**;18(2).

[214] Allali G., Assal F., Kressig R.W. *et al*. Impact of impaired executive function on gait stability. *Dementia and Geriatric Cognitive Disorders* **2008**;26(4):364-9.

[215] Granacher U., Muehlbauer T., Gollhofer A. *et al*. An intergenerational approach in the promotion of balance and strenght for fall prevention : a mini review. *Gerontology* **2011**;57(4):304-15.

[216] Graf A., Judge J., Ounpuu S., Thelen G. The effect of walking speed on lower-extremity joint powers among elderly adults who exhibit low physical performance. *Arch of Phys Med and Rehab* **2005**;86:2177-83.

[217] Beauchet O., Dubost V. et al. Relationships between dual-task related changes in stride velocity and stride time variability in healthy older adults. *Human Movement Science* **2006**;*25*(3):372-82.

[218] Monsch A.U., Kressig R.W. Specific care program for the older adults: Memory Clinics. *Eur Geriatric Medicine* **2010**;*1*(2):128-31.

[219] Maki B.E. Gait changes in older adults: predictors of falls or indicators of fear. *J Am Geriatr Soc* **1997**;45:313-20.

[220] Brach J.S., Berthold R., Craik R., Van Swearingen J.M., Newman A.B. Gait variability in community-dwelling older adults. *J Am Geriatr Soc* **2001**;49(12):1646-50.

[221] Hausdorff J.M., Rios D.A., Edelber H.K. Gait variability and fall risk in community-living older adults: a 1-year prospective study. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* **2001**;82(8):1050-6.

[222] Newstead A.H., Walden J.G., Gitter A.J. Gait variables differentiating fallers from nonfallers. *J Geriatr Phys Ther* **2007**;30:93-101.

[223] Callisaya M.L., Blizzard L., Schmidt M.D. et al. Gait, gait variability and the risk of multiple incident falls in older people: a population-based study. *Age and Ageing* **2011**;0:1-7.

ANNEXE I : Formulaire de consentement éclairé

M. Yannick Huard vous a proposé de participer à une expérimentation, dans le cadre des travaux de recherche pour sa thèse de Docteur d'Université.

Je soussigné(e) :

Nom : …….

Prénom : ……

Sujet N° : …….

Certifie :

1. Avoir été informé(e) des modalités de l'étude de recherche dont l'investigateur est M. Yannick Huard qui m'a clairement précisé que je suis libre d'accepter ou de refuser de participer à cette recherche,

2. Avoir donné mon accord pour participer à l'étude en tant que sujet, ce après avoir posé toutes les questions me paraissant utiles à la bonne compréhension et après avoir reçu des réponses claires et précises,

3. Avoir disposé d'un délai de réflexion suffisant avant de prendre ma décision et être conscient de pouvoir arrêter à tout moment ma participation à cette recherche sans supporter aucune responsabilité,

4. Accepter que les données enregistrées à l'occasion de cette étude puissent faire l'objet d'un traitement informatisé avec préservation de l'anonymat,

5. Avoir bien noté que le droit d'accès prévu par la loi « informatique et libertés » s'exerce à tout moment auprès de M. Yannick Huard. Je pourrai exercer mon droit de rectification auprès de lui.

J'accepte de participer librement à cette étude dont j'ai bien compris l'intérêt et les modalités pratiques de réalisation.

Fait à …….. , le ……. .

SIGNATURE DU SUJET
Précédée de la mention
« lu et approuvé »

SIGNATURE DE L'INVESTIGATEUR

N.B : ce document est réalisé en deux exemplaires originaux dont l'un doit être conservé dans le dossier de l'étude et l'autre remis à la personne donnant son consentement.

ANNEXE II : Etude stabilométrique - données

NUM	Sexe	Chut/Nochut	Age	Poids	Taille	IMC
1	M	C	68	55	1,58	22,0
2	F	C	72	63	1,62	24,0
4	M	C	70	57	1,65	20,9
7	F	C	68	62	1,62	23,6
9	M	C	71	48	1,54	20,2
11	F	C	66	49	1,51	21,5
12	F	C	66	50	1,53	21,4
13	F	C	65	61	1,54	25,7
14	M	C	64	63	1,64	23,4
17	F	C	65	64	1,62	24,4
19	M	C	72	68	1,59	26,9
22	F	C	67	51	1,51	22,4
25	F	C	72	52	1,48	23,7
29	F	C	69	60	1,55	25,0
31	M	C	69	52	1,60	20,3
3	F	N	64	47	1,54	19,8
5	M	N	70	53	1,62	20,2
6	F	N	68	60	1,71	20,5
8	F	N	66	60	1,68	21,3
10	M	N	70	50	1,63	18,8
15	F	N	67	49	1,62	18,7
16	M	N	69	67	1,72	22,6
18	M	N	71	64	1,72	21,6
20	M	N	72	58	1,62	22,1
21	M	N	65	62	1,66	22,5
23	F	N	66	47	1,58	18,8
24	M	N	64	68	1,75	22,2
26	F	N	66	48	1,62	18,3
27	M	N	65	53	1,63	19,9
28	F	N	70	45	1,50	20,0
30	F	N	69	48	1,51	21,1
32	F	N	70	47	1,61	18,1
33	F	N	66	46	1,54	19,4

NUM	Chut/Nochut	X-moy T0	Y-moy T0	Surface YO T0	Surface YF T0	Romberg	LFS T0
1	C	12,005	-35,012	575,15	1011,28	175,83	1
2	C	9,075	-37,215	629,12	288,14	45,80	1,2
4	C	15,025	-39,025	1092,065	1554,84	142,38	1
7	C	11,984	-38,254	775,21	1312,68	169,33	1,1
9	C	13,057	-42,152	784,36	971,27	123,83	1,1
11	C	10,05	-41,156	670,65	824,57	122,95	1,1
12	C	13,258	-45,054	516,26	829,69	160,71	1,2
13	C	12,004	-39,151	875,14	1298,65	148,39	1,2
14	C	11,851	-40,568	615,24	439,18	71,38	1,1
17	C	11,501	-38,265	571,156	327,85	57,40	1,3
19	C	11,802	-42,15	1078,26	1147,16	106,39	1,1
22	C	12,015	-43,928	772,15	829,78	107,46	1,1
25	C	12,512	-40,841	1002,59	1521,15	151,72	1
29	C	10,254	-38,952	895,36	1542,15	172,24	1,1
31	C	13,021	-40,056	580,268	1235,46	212,91	1,1
3	N	5,529	-25,241	705,15	849,265	120,44	1,5
5	N	4,125	-22,185	90,584	32,154	35,50	0,8
6	N	7,621	-31,045	1319,025	1663,025	126,08	2,2
8	N	5,051	-33,043	105,25	895,125	850,48	1,9
10	N	5,965	-24,159	637,15	1002,15	157,29	1,6
15	N	4,252	-24,058	892,248	940,135	105,37	1,8
16	N	6,487	-31,152	1002,265	1445,26	144,20	2,1
18	N	7,125	-25,29	950,65	965,125	101,52	1,9
20	N	5,953	-38,145	325,35	448,26	137,78	1,9
21	N	6,105	-45,015	615,15	789,265	128,30	1,4
23	N	5,841	-32,568	722,165	747,25	103,47	1,6
24	N	5,135	-24,165	895,265	532,256	59,45	1,4
26	N	5,148	-25,45	100,125	110,165	110,03	0,9
27	N	6,487	-27,555	99,065	170,658	172,27	1,4
28	N	5,521	-33,147	1125,265	1535,265	136,44	2,1
30	N	6,584	-20,156	1265,145	1345,25	106,33	1,7
32	N	5,268	-37,159	1236,25	1436,258	116,18	2,2
33	N	5,95	-24,718	694,265	705,125	101,56	1,8

NUM	Chut/Nochut	GU&G T0	FRT T0	Sunip T0
1	C	25	13	7
2	C	10	13	3
4	C	40	8	11
7	C	31	9	10
9	C	12	14	4
11	C	28	12	4
12	C	11	13	5
13	C	35	8	11
14	C	12	12	6
17	C	10	12	3
19	C	38	10	11
22	C	16	17	4
25	C	39	10	11
29	C	30	9	11
31	C	28	13	8
3	N	15	15	28
5	N	7	22	30
6	N	23	18	24
8	N	17	16	21
10	N	10	20	30
15	N	20	19	20
16	N	18	17	23
18	N	19	16	21
20	N	9	19	30
21	N	14	21	30
23	N	16	20	27
24	N	16	21	24
26	N	8	19	23
27	N	8	14	24
28	N	21	18	21
30	N	19	14	26
32	N	22	18	22
33	N	8	16	28

NUM	Chut/Nochut	X-moy T1	Y-moy T1	Surface YO T1	Surface YF T1	Romberg	LFS T1
1	C	5,574	-29,005	644,025	1204,02	186,95	1,7
2	C	2,716	-29,125	128,95	792,12	614,28	2
4	C	8,423	-29,045	860,01	1556,84	181,03	1,9
7	C	6,295	-29,154	815,25	1125,18	138,02	1,1
9	C	3,485	-28,259	520,19	1276,16	245,33	1,8
11	C	5,785	-29,265	749,17	958,36	127,92	1,7
12	C	8,42	-30,259	701,19	932,15	132,94	1,8
13	C	4,869	-32,358	738,17	1432,18	194,02	2
14	C	3,158	-31,002	237,71	897,82	377,70	1,7
17	C	4,751	-29,205	144,15	925,43	641,99	1,7
19	C	7,589	-30,154	545,21	1384,19	253,88	1,4
22	C	5,789	-29,154	549,14	919,63	167,47	2,1
25	C	6,125	-27,158	823,84	1358,19	164,86	1,9
29	C	5,105	-29,125	724,36	1222,58	168,78	1
31	C	6,785	-30,015	710,16	1175,38	165,51	2,1
3	N	5,958	-27,325	869,825	914,135	105,09	1,4
5	N	4,952	-24,129	30,165	74,395	246,63	0,7
6	N	4,905	-32,125	1225,165	1580,148	128,97	2
8	N	6,014	-34,265	110,35	962,15	871,91	1,9
10	N	5,015	-24,125	736,156	1024,695	139,20	1,5
15	N	5,125	-28,325	1000,25	1003,65	100,34	1,5
16	N	5,865	-33,56	925,16	965,95	104,41	1,9
18	N	4,235	-29,145	849,35	896,35	105,53	1,6
20	N	3,65	-40,35	199,125	294,165	147,73	1,6
21	N	5,915	-42,035	692,135	684,369	98,88	1,1
23	N	4,925	-35,045	912,365	724,95	79,46	1,4
24	N	4,925	-27,145	984,125	612,458	62,23	1,4
26	N	4,128	-24,056	139,656	98,135	70,27	0,7
27	N	2,926	-29,045	129,148	195,365	151,27	1,2
28	N	4,925	-35,145	995,148	1600,15	160,80	1,8
30	N	6,926	-18,865	1224,65	1403,26	114,58	1,9
32	N	4,126	-34,156	1215,695	1539,145	126,61	2
33	N	6,75	-27,165	726,145	701,45	96,60	1,6

NUM	Chut/Nochut	GU&G T1	FRT T1	Sunip T1
1	C	17	17	13
2	C	13	19	5
4	C	21	13	21
7	C	20	15	15
9	C	18	20	13
11	C	21	16	18
12	C	13	19	11
13	C	20	14	16
14	C	13	19	12
17	C	13	18	10
19	C	19	16	14
22	C	13	21	8
25	C	21	17	13
29	C	18	12	14
31	C	20	20	13
3	N	16	14	27
5	N	9	21	30
6	N	25	18	24
8	N	19	16	25
10	N	11	21	30
15	N	20	19	27
16	N	20	16	28
18	N	18	17	27
20	N	9	20	30
21	N	16	20	30
23	N	18	20	30
24	N	19	21	30
26	N	10	19	30
27	N	10	14	30
28	N	20	19	28
30	N	20	13	27
32	N	21	18	28
33	N	10	16	30

ANNEXE III : Etude capteurs inertiels – données

NUM	GP	SEXE	AGE	MASSE	TAILLE	IMC
1	A	H	62	75	1,68	26,6
2	A	F	75	59	1,65	21,7
6	A	F	70	78	1,74	25,8
7	A	F	71	84	1,71	28,7
9	A	H	72	75	1,72	25,4
11	A	F	65	81	1,78	25,6
12	A	H	68	67	1,69	23,5
16	A	H	64	84	1,70	29,1
19	A	F	72	61	1,59	24,1
21	A	H	69	95	1,80	29,3
22	A	H	70	78	1,68	27,6
23	A	H	70	90	1,72	30,4
27	A	F	78	59	1,51	25,9
30	A	H	68	75	1,69	26,3
32	A	F	65	75	1,78	23,7
33	A	H	68	69	1,73	23,1
35	A	H	75	85	1,78	26,8
36	A	H	68	92	1,79	28,7
37	A	F	69	57	1,72	19,3
38	A	F	72	59	1,79	18,4
3	B	F	72	64	1,69	22,4
4	B	F	69	68	1,70	23,5
5	B	H	68	82	1,72	27,7
8	B	F	73	60	1,64	22,3
10	B	H	65	79	1,70	27,3
13	B	H	69	79	1,68	28,0
14	B	F	70	54	1,52	23,4
15	B	H	74	70	1,77	22,3
17	B	F	66	75	1,68	26,6
18	B	F	69	82	1,74	27,1
20	B	H	71	82	1,73	27,4
24	B	F	71	74	1,66	26,9
25	B	F	73	76	1,64	28,3
26	B	H	78	83	1,75	27,1
28	B	F	69	51	1,56	21,0
29	B	F	64	68	1,64	25,3
31	B	H	65	90	1,78	28,4
34	B	F	71	72	1,72	24,3
39	B	F	69	64	1,65	23,5
40	B	H	71	72	1,76	23,2

NUM	GP	EVA J0	EVA J1	EVA J7
1	A	**48**	**24**	**32**
2	A	**35**	**21**	**24**
6	A	**51**	**29**	**33**
7	A	**33**	**15**	**21**
9	A	**47**	**25**	**34**
11	A	**42**	**22**	**32**
12	A	**51**	**14**	**21**
16	A	**46**	**12**	**29**
19	A	**49**	**21**	**33**
21	A	**51**	**20**	**34**
22	A	**48**	**17**	**21**
23	A	**44**	**19**	**24**
27	A	**52**	**19**	**28**
30	A	**57**	**17**	**31**
32	A	**53**	**15**	**32**
33	A	**41**	**23**	**27**
35	A	**39**	**18**	**26**
36	A	**48**	**22**	**29**
37	A	**42**	**19**	**21**
38	A	**56**	**21**	**31**
3	B	**48**	**45**	**49**
4	B	**43**	**41**	**44**
5	B	**37**	**35**	**35**
8	B	**56**	**54**	**51**
10	B	**51**	**53**	**53**
13	B	**47**	**49**	**42**
14	B	**39**	**40**	**40**
15	B	**57**	**53**	**55**
17	B	**51**	**50**	**47**
18	B	**52**	**50**	**55**
20	B	**47**	**45**	**41**
24	B	**35**	**36**	**38**
25	B	**49**	**54**	**47**
26	B	**41**	**45**	**46**
28	B	**44**	**47**	**42**
29	B	**49**	**52**	**53**
31	B	**54**	**50**	**51**
34	B	**56**	**52**	**54**
39	B	**38**	**42**	**35**
40	B	**44**	**41**	**46**

NUM	GP	AMPLI FLEX J0	AMPLI FLEX J1	AMPLI FLEX J7
1	A	**36**	**42**	**40**
2	A	**39**	**45**	**44**
6	A	**32**	**52**	**40**
7	A	**23**	**35**	**31**
9	A	**26**	**42**	**33**
11	A	**27**	**41**	**34**
12	A	**30**	**48**	**39**
16	A	**34**	**49**	**41**
19	A	**29**	**48**	**38**
21	A	**29**	**38**	**37**
22	A	**36**	**46**	**45**
23	A	**35**	**46**	**47**
27	A	**27**	**37**	**34**
30	A	**30**	**42**	**40**
32	A	**30**	**43**	**35**
33	A	**36**	**49**	**43**
35	A	**32**	**45**	**40**
36	A	**40**	**52**	**48**
37	A	**36**	**53**	**46**
38	A	**38**	**55**	**48**
3	B	**27**	**28**	**28**
4	B	**31**	**32**	**32**
5	B	**28**	**28**	**27**
8	B	**32**	**31**	**29**
10	B	**33**	**32**	**33**
13	B	**35**	**35**	**33**
14	B	**33**	**35**	**33**
15	B	**30**	**31**	**28**
17	B	**26**	**26**	**22**
18	B	**33**	**34**	**32**
20	B	**28**	**30**	**29**
24	B	**29**	**30**	**30**
25	B	**31**	**32**	**32**
26	B	**34**	**34**	**34**
28	B	**29**	**29**	**29**
29	B	**35**	**36**	**35**
31	B	**31**	**32**	**31**
34	B	**34**	**37**	**35**
39	B	**35**	**37**	**37**
40	B	**28**	**30**	**28**

NUM	GP	AMPLI LATD J0	AMPLI LATD J1	AMPLI LATD J7
1	A	13	19	19
2	A	6	11	11
6	A	5	8	9
7	A	5	6	7
9	A	7	11	11
11	A	4	11	11
12	A	5	9	7
16	A	7	11	9
19	A	5	11	7
21	A	6	14	10
22	A	9	17	13
23	A	9	13	11
27	A	5	9	8
30	A	4	7	4
32	A	6	10	8
33	A	7	12	9
35	A	4	8	5
36	A	9	11	10
37	A	8	14	12
38	A	6	12	11
3	B	15	17	17
4	B	4	5	4
5	B	5	5	6
8	B	6	6	8
10	B	7	5	10
13	B	7	10	9
14	B	10	3	12
15	B	16	18	17
17	B	8	8	9
18	B	4	6	7
20	B	4	4	6
24	B	7	8	7
25	B	5	7	7
26	B	5	7	7
28	B	8	11	10
29	B	10	10	11
31	B	6	8	6
34	B	3	4	6
39	B	6	6	7
40	B	8	5	12

NUM	GP	AMPLI LATG J0	AMPLI LATG J1	AMPLI LATG J7
1	A	11	24	21
2	A	6	13	11
6	A	7	13	9
7	A	6	10	9
9	A	8	14	12
11	A	4	12	10
12	A	5	9	8
16	A	9	12	10
19	A	7	9	7
21	A	6	14	11
22	A	12	19	13
23	A	10	16	12
27	A	5	9	8
30	A	6	8	6
32	A	8	11	10
33	A	9	11	9
35	A	5	7	5
36	A	0	11	10
37	A	8	17	15
38	A	6	16	12
3	B	17	17	15
4	B	6	8	5
5	B	6	5	4
8	B	6	7	7
10	B	8	7	10
13	B	7	9	6
14	B	11	11	11
15	B	20	24	15
17	B	9	9	8
18	B	4	3	4
20	B	4	4	4
24	B	6	7	6
25	B	7	9	6
26	B	5	7	7
28	B	8	10	11
29	B	9	11	11
31	B	8	8	6
34	B	3	2	5
39	B	6	6	9
40	B	8	7	9

ANNEXE IV : Etude système optoélectronique – données

NUM	Groupe	Sexe	Age	Taille	Masse	IMC
2	C	F	71	1,56	67	27,53
3	C	F	77	1,68	73	25,86
5	C	M	68	1,68	77	27,28
8	C	F	68	1,69	65	22,76
9	C	F	69	1,63	78	29,36
10	C	F	71	1,56	54	22,19
12	C	M	73	1,68	64	22,68
13	C	M	75	1,81	90	27,47
16	C	M	74	1,74	75	24,77
17	C	M	71	1,74	83	27,41
19	C	F	68	1,72	69	23,32
20	C	M	67	1,65	62	22,77
22	C	F	66	1,68	70	24,80
25	C	M	70	1,71	71	24,28
26	C	F	78	1,70	61	21,11
27	C	F	74	1,62	81	30,86
28	C	M	72	1,73	80	26,73
1	NC	F	77	1,71	71	24,28
4	NC	F	75	1,70	69	23,88
6	NC	F	68	1,64	67	24,91
7	NC	M	76	1,75	74	24,16
11	NC	F	67	1,66	74	26,85
14	NC	M	70	1,76	76	24,54
15	NC	F	72	1,62	68	25,91
18	NC	F	68	1,66	62	22,50
21	NC	F	75	1,59	51	20,17
23	NC	M	69	1,69	70	24,51
24	NC	M	67	1,76	79	25,50
29	NC	M	78	1,74	82	27,08
30	NC	F	75	1,58	59	23,63
31	NC	M	69	1,70	68	23,53
32	NC	M	67	1,71	74	25,31
33	NC	M	76	1,78	85	26,83
34	NC	F	66	1,57	65	26,37

NUM	Groupe	VCdM T0	VCdM T1	Cycle T0	Cycle T1
2	C	0,8	1,4	0,83	1,18
3	C	0,8	1,3	0,79	1,14
5	C	0,9	1,2	0,95	1,09
8	C	0,8	0,9	0,89	1,01
9	C	0,8	1,8	0,87	1,22
10	C	0,9	1,3	0,98	1,12
12	C	0,9	1,2	0,99	1,09
13	C	1,0	1,2	1,02	1,11
16	C	0,9	1,1	0,89	1,04
17	C	0,8	1,3	0,86	1,19
19	C	0,9	0,9	0,97	0,98
20	C	0,9	1,1	0,95	1,08
22	C	1,0	1,3	1,01	1,14
25	C	1,0	1,3	1,05	1,17
26	C	0,9	1,2	0,98	1,08
27	C	0,9	1,3	0,97	1,14
28	C	1,1	1,3	1,07	1,18
1	NC	1,3	1,3	1,01	1,02
4	NC	1,3	1,3	0,98	1,01
6	NC	1,2	1,3	1,14	1,13
7	NC	1,3	1,3	1,05	1,06
11	NC	1,2	1,3	1,17	1,15
14	NC	1,1	1,2	1,14	1,18
15	NC	1,3	1,3	1,05	1,12
18	NC	1,3	1,3	1,16	1,17
21	NC	1,2	1,2	1,18	1,14
23	NC	1,1	1,3	1,09	1,12
24	NC	1,3	1,3	1,15	1,19
29	NC	1,3	1,3	1,11	1,18
30	NC	1,2	1,3	1,16	1,21
31	NC	1,4	1,4	1,14	1,17
32	NC	1,3	1,4	1,24	1,25
33	NC	1,2	1,2	1,19	1,23
34	NC	1,3	1,3	1,17	1,21

NUM	Groupe	ampHch T0	ampHch T1	ampGen T0	ampGen T1	ampChv T0	ampChv T1
2	C	28	38	56	63	22	33
3	C	27	35	54	60	20	30
5	C	29	32	57	57	22	26
8	C	29	31	56	56	21	22
9	C	28	41	55	65	21	35
10	C	30	38	57	59	23	28
12	C	30	37	57	57	23	25
13	C	31	37	59	60	25	28
16	C	28	32	55	57	22	24
17	C	28	40	54	64	21	33
19	C	29	31	58	58	24	24
20	C	29	32	58	59	23	26
22	C	30	38	60	62	25	31
25	C	31	39	62	62	25	33
26	C	29	36	57	59	22	24
27	C	28	36	57	61	22	29
28	C	31	40	58	64	25	33
1	NC	41	42	61	63	31	33
4	NC	39	39	57	59	29	30
6	NC	37	38	54	53	27	28
7	NC	42	41	63	62	33	30
11	NC	43	44	64	65	34	35
14	NC	45	48	65	66	36	38
15	NC	41	43	62	65	32	33
18	NC	39	38	55	58	27	33
21	NC	41	42	62	59	30	31
23	NC	42	45	64	65	32	34
24	NC	42	44	62	62	32	33
29	NC	41	43	63	64	31	35
30	NC	38	39	58	57	27	29
31	NC	37	35	57	60	25	28
32	NC	40	39	62	63	32	36
33	NC	39	42	59	62	30	29
34	NC	42	41	63	64	33	36

NUM	Groupe	GVI T0	GVI T1
2	C	82,7	91,5
3	C	77,6	88,7
5	C	85,1	95,8
8	C	83,5	95,1
9	C	82,1	97,2
10	C	85,1	96,2
12	C	85,5	96,0
13	C	85,2	96,1
16	C	83,2	95,4
17	C	81,2	96,9
19	C	87,5	93,6
20	C	88,2	95,8
22	C	90,4	96,5
25	C	85,1	96,7
26	C	86,3	95,8
27	C	84,5	96,4
28	C	90,5	96,8
1	NC	95,1	95,2
4	NC	93,4	95,2
6	NC	96,4	96,3
7	NC	95,5	95,6
11	NC	96,7	96,5
14	NC	96,5	96,8
15	NC	95,5	96,2
18	NC	96,6	96,8
21	NC	96,8	96,4
23	NC	95,1	96,2
24	NC	96,6	96,9
29	NC	96,2	96,9
30	NC	96,1	97,2
31	NC	96,4	96,7
32	NC	97,5	97,2
33	NC	96,9	97,3
34	NC	96,7	97,2

Objectivation de la stabilité en posture debout et lors du cycle de marche chez le sujet âgé autonome chuteur : apport de l'Ostéopathie

Résumé

Les troubles de la stabilité demeurent fréquents chez la personne âgée. La chute en est l'illustration principale avec des conséquences néfastes sur l'autonomie de la personne âgée concernée.

Trois essais randomisés successifs ont été menés afin de tenter d'identifier les variables distinguant le sujet âgé autonome chuteur du sujet âgé autonome non-chuteur et d'analyser l'incidence d'un traitement ostéopathique sur le sujet âgé autonome chuteur.

La 1ère étude concerne 33 sujets répartis en deux groupes : 15 chuteurs (68,3 ± 2,7 ans) et 18 non-chuteurs (67,7 ± 2,5 ans). Dans cette étude, les trois paramètres stabilométriques X-moyen, Y-moyen et Longueur en fonction de la Surface ainsi que les trois tests cliniques Functional Reach Test, Station Unipodale et Timed Get Up & Go permettent de distinguer les deux populations ($p < 0,05$). Le traitement ostéopathique améliore les caractéristiques évaluées des sujets chuteurs au point qu'elles ne sont plus significativement différentes de celles des sujets non-chuteurs après traitement.

La 2ème étude concerne 40 sujets chuteurs lombalgiques répartis en deux groupes : 20 recevant un traitement ostéopathique (69,5 ± 3,9 ans) et 20 ne le recevant pas (69,9 ± 3,4 ans). Cette étude permet d'identifier que la mobilité lombaire est restreinte chez le sujet âgé chuteur et que le traitement ostéopathique améliore l'amplitude de mouvement lombaire juste après le traitement ainsi qu'à sept jours ($p \leq 0,01$). De plus, il existe une diminution de la douleur chez les sujets âgés chuteurs ayant reçu le traitement ostéopathique ($p < 0,01$).

La 3ème étude concerne 34 sujets répartis en deux groupes : 17 chuteurs (71,3 ± 3,5 ans) et 17 non-chuteurs (71,5 ± 4,2 ans). Dans cette étude, les quatre variables cinématiques Vitesse de marche, Amplitude de hanche, Amplitude de genou et Amplitude de cheville permettent de distinguer les deux populations ($p \leq 0,04$). Le coefficient de détermination R^2 ainsi que le Gait Variability Index confirment cette distinction. Le traitement ostéopathique améliore les caractéristiques évaluées des sujets chuteurs au point qu'elles ne sont plus significativement différentes de celles des sujets non-chuteurs après traitement.

Mots-clés : Stabilité – Personne âgée autonome – Ostéopathie – Stabilométrie – Capteurs inertiels – Analyse Quantifiée de la Marche

Objectification of balance stability when standing and walking among elderly fallers: contribution of Osteopathy

Abstract

Balance disorders remain frequently in the elderly. The fall is the main illustration of balance disorders, with adverse consequences on the autonomy of the elderly that are concerned.

Three successive randomized trials have been conducted to try to identify the parameters distinguishing the "fallers autonomous elderly" from the "non-fallers autonomous elderly" and to analyze the impact of an osteopathic treatment on fallers autonomous elderly.

The 1st study concerns 33 elderly patients divided into two groups: 15 fallers (68,3 ± 2,7 years) and 18 non-fallers (67,7 ± 2,5 years). In this study, the three stabilometric parameters X-medium, Y-medium, Length According to Surface and the three clinical tests Functional Reach Test, Unipodal Support and Timed Get Up & Go distinguish the two populations ($p < 0,05$). Moreover, the osteopathic treatment improves the evaluated characteristics of fallers elderly, at the point that, after treatment, they are no longer significantly different from those of non-fallers elderly.

The 2nd study concerns 40 fallers and lombalgic elderly divided into two groups: 20 receiving an osteopathic treatment (69,5 ± 3,9 years) and 20 without the osteopathic treatment (69,9 ± 3,4 years). This study identifies that the lumbar mobility is restricted for every fallers elderly and the osteopathic treatment improves the lumbar motion just after the treatment, as well as seven days after it ($p \leq 0,01$). Moreover, there is a decrease of pain for fallers elderly who received the osteopathic treatment ($p < 0,01$).

The 3rd study concerns 34 elderly patients divided into two groups: 17 fallers (71,3 ± 3,5 years) and 17 non-fallers (71,5 ± 4,2 years). In this study, the four cinematic parameters Gait speed, Hip amplitude, Knee amplitude and Ankle amplitude distinguish the two populations ($p \leq 0,04$). The coefficient of determination R^2 and the Gait Variability Index confirm that distinction. Once again, the osteopathic treatment improves the evaluated characteristics of fallers elderly, at the point that, after treatment, they are no longer significantly different from those of non-fallers elderly.

Key-words: Balance – Autonomous elderly – Osteopathy – Stabilometry – Inertial sensors – Quantitative Gait Analysis

Yannick HUARD

Groupe de Recherche en Sciences Pour l'Ingénieur (GRESPI – EA 4694)

Campus du Moulin de la Housse – BP 1039 – 51687 Reims CEDEX 2 (France)

Ecole Supérieure d'Ostéopathie – Laboratoire René Descartes

Cité Descartes – 8, rue Alfred Nobel – 77420 Champs sur Marne (France)