



HAL
open science

Caractérisation des troubles de l'équilibre et effets d'un programme d'activités physiques adaptées chez les personnes âgées obèses

Wael Maktouf

► To cite this version:

Wael Maktouf. Caractérisation des troubles de l'équilibre et effets d'un programme d'activités physiques adaptées chez les personnes âgées obèses. Physiologie [q-bio.TO]. Le Mans Université, 2019. Français. NNT : 2019LEMA1008 . tel-02426210

HAL Id: tel-02426210

<https://theses.hal.science/tel-02426210v1>

Submitted on 2 Jan 2020

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

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

THESE DE DOCTORAT

Mémoire présenté en vue de l'obtention du
Grade de Docteur de L'Université du Mans

UNIVERSITE BRETAGNE LOIRE

Ecole doctorale : Education, Langages, Interaction, Cognition, Clinique

Discipline : Sciences et Techniques des Activités Physiques et Sportives

Spécialités : Biomécanique et Physiologie

Numéro national de thèse : 2019LEMA1008

Waël MAKTOUF

**Caractérisation des troubles de l'équilibre et effets d'un programme
d'activités physiques adaptées chez les personnes âgées obèses**

Thèse présentée et soutenue au Mans, le 5 Février 2019

Unité de recherche : Laboratoire « *Motricité, Interactions, Performance* » EA-4334 Nantes-Le Mans

Rapportrices avant soutenance :

Pascale DUCHE	Professeure des Universités, Université de Toulon
Sonia SAHLI	Maîtresse de conférences-HDR, Institut Supérieur du Sport et de l'Education Physique de Sfax (Tunisie)

Composition du Jury :

Examineurs :	Benoit DUGUE	Professeur des Universités, Université de Poitiers
	Nicolas PEYROT	Professeur des Universités, Le Mans Université
Dir. de thèse :	Sylvain DURAND	Maître de conférences-HDR, Le Mans Université
Co-dir. de thèse :	Bruno BEAUNE	Maître de conférences, Le Mans Université
	Sébastien BOYAS	Maître de conférences, Le Mans Université

Thèse de doctorat

Ecole doctorale : Education, Interaction, Cognition, Clinique

Discipline : Sciences et Techniques des Activités Physiques et Sportives

Spécialités : Physiologie & Biomécanique

Unité de recherche : *Laboratoire « Motricité, Interactions, Performance » EA-4334 Nantes-Le Mans*

Numéro national de thèse : 2019LEMA1008

Caractérisation des troubles de l'équilibre et effets d'un programme d'activités physiques adaptées chez les personnes âgées obèses

Présentée et soutenue publiquement par

Waël MAKTOUF

Le 5 Février 2019, devant le jury ci-dessous :

Rapportrices avant soutenance :

Pascale DUCHE	Professeure des Universités, Université de Toulon
Sonia SAHLI	Maîtresse de conférences-HDR, Institut Supérieur du Sport et de l'Education Physique de Sfax (Tunisie)

Composition du Jury :

Examineurs :	Benoit DUGUE	Professeur des Universités, Université de Poitiers
	Nicolas PEYROT	Professeur des Universités, Le Mans Université
Dir. de thèse :	Sylvain DURAND	Maître de conférences-HDR, Le Mans Université
Co-dir. de thèse :	Bruno BEAUNE	Maître de conférences, Le Mans Université
	Sébastien BOYAS	Maître de conférences, Le Mans Université

Remerciements

Les travaux présentés dans ce manuscrit de thèse ont été conduits à travers une bourse d'état du gouvernement Tunisien et ils ont été réalisés au sein du laboratoire MIP « Motricité, Interactions, Performances » (EA4334), du département STAPS de l'UFR Sciences et Techniques de l'Université du Mans. Ces derniers n'auraient pas été possibles sans la participation, l'implication ou tout simplement la présence à mes côtés d'un bon nombre de personnes que je tiens énormément à remercier.

Tout d'abord, je tiens à remercier mes deux rapportrices, **Pascale Duché** et **Sonia Sahli** d'avoir accepté d'évaluer ce travail de thèse. Je remercie également **Benoit Dugué** et **Nicolas Peyrot** d'avoir accepté de faire partie de ce jury de thèse et de bien vouloir me faire part de leurs remarques lors de ma soutenance.

Je tiens à apporter mes remerciements les plus sincères à **Sylvain Durand**, **Bruno Beaune** et **Sébastien Boyas** pour leur encadrement et leurs précieux conseils. Je vous remercie pour la pertinence et la qualité de vos remarques et commentaires, pour votre réactivité et pour votre implication tout au long de ces années.

Un immense merci également à tous les membres manceaux du laboratoire MIP. Merci **Abdel**, **Baptiste** et **Camille** pour vos conseils et votre aide. Un grand merci à mes collègues doctorants : **Wei**, **Céline** et **Martin** pour les moments de détente. Je remercie également tous les membres Nantais du laboratoire MIP pour la pertinence de leurs remarques lors des séminaires plénières.

Puis j'adresse mes remerciements à tous ceux qui ont aussi participé et contribué à la réalisation de ces travaux : les responsables du centre médical « *François Gallouédec* » et des maisons de retraite « *Sarthe et Loir* » pour leur implication dans ce projet ainsi que leur encouragement et, les résidents d'avoir accepté de bien vouloir se prêter au jeu des expérimentations, le staff technique pour son aide, les étudiants de Master APA : **Malek** et **William** pour leur implication et leur aide dans la prise en charge des patients.

Dans ma sphère privée cette fois, je tiens à adresser un grand merci à mes amis Tunisiens et Français pour tous les moments de détente et de plaisir passés avec eux. Une toute spéciale dédicace à tous les « *100% pasteurisés* » : **Arnaud**, **Damien**, **Pauline**, **Audrey** et tous les autres... « *Ne changez rien ! Vous êtes formidables !* ». Merci aux « *sang de la veine* » : **Léo**,

Pierre, Arthur, Saif, Guirat...et tous mes coéquipiers les handballeurs pour les moments agréables que nous avons passés ensemble.

Je tiens également à remercier mes parents pour leur soutien et leurs encouragements. C'est grâce à vous que j'en arrive aujourd'hui à écrire les dernières lignes de ma thèse. Merci parce que malgré la distance, vous avez toujours là pour moi. Merci surtout d'avoir toujours tout mis en œuvre afin que je me trouve dans les meilleures conditions pour réussir... Il me faudrait une thèse toute entière pour vous témoigner à quel point je vous suis reconnaissant, et encore je ne sais si cela serait suffisant... En espérant vous rendre fier, à la hauteur de vos espérances, à la hauteur de ce que vous représentez pour moi... Merci aussi au « *p'tit frère* » **Majd** pour son aide et ses encouragements.

Enfin, un remerciement tout particulier à celle qui partage ma vie, **Alizée**, pour m'avoir soutenu, encouragé et motivé. Merci pour tout ce que tu as fait pour moi... Puis, merci aussi à celui présent depuis le tout début, **Gucci**, notre fidèle compagnon à quatre pattes.

Abréviations

A-M : axe médio-latéral
AP : activités physiques
A-P : axe antéro-postérieur
APA : activité physiques adaptées
BF : muscle biceps fémoral
CG : centre de gravité
CM : centre de masse
CMV : contraction maximale volontaire
CP : centre de pression
FMV : force maximale volontaire
FNM : fuseaux neuromusculaire
FD : muscle fléchisseur dorsal
FP : muscle fléchisseur plantaire
FRS : force de réaction au sol
FRv : force de réaction verticale au sol
GL : muscle gastrocnémien latéral
GM : muscle gastrocnémien médial
GMed : muscle moyen glutéal
IMC : indice de masse corporelle
JA : muscle jambier antérieur
MG : masse grasse
MM : masse maigre
OSM : organisation sensori-motrice
P : poids
PA : phase d'appui
PO : phase oscillante
R : force de réaction
RF : muscle droit fémoral
SNC : système nerveux central
SOL : muscle soléaire
VIM : muscle vaste intermédiaire
VL : muscle vaste latéral

Sommaire

INTRODUCTION GENERALE	7
CADRE THEORIQUE	12
Chapitre I : Equilibre statique & équilibre dynamique	13
1. Notions et concepts autour de l'activité posturale	15
1.1. Lien entre le tonus musculaire et la posture	15
1.2. Lien entre la posture et l'équilibre	16
2. Equilibre statique	16
2.1. Régulation de l'équilibre d'un point de vue biomécanique	16
2.2. Régulation de l'équilibre d'un point de vue physiologique	20
2.3. Stratégies posturales impliquées dans la régulation de l'équilibre statique	27
3. Equilibre dynamique : exemple de la marche	29
3.1. Définition	29
3.2. Cycle de la marche	29
3.3. Structures neurophysiologiques et anatomiques mises en jeu lors de la marche	31
Chapitre II : Vieillesse	38
1. Définition	40
2. Modes de vieillissement	40
3. Effets du vieillissement sur les systèmes de régulation de l'équilibre et de la marche	41
3.1. Vieillesse des récepteurs sensoriels	41
3.2. Vieillesse du SNC : centre d'intégration	43
3.3. Vieillesse du système musculaire	43
4. Conséquences sur l'équilibre statique et la marche	50
4.1. Conséquences sur l'équilibre statique	50
4.2. Conséquences sur la marche	56
Chapitre III : Obésité	61
1. Définition	63
2. Les méthodes de sa classification	63
2.1. Indice de masse corporelle	63
2.2. Rapport tour de taille / tour de hanche	64
2.3. Bio-impédancemétrie	65
3. Effets de l'obésité sur la capacité de l'équilibre et de la marche	65
3.1. Effets de l'obésité sur le contrôle de l'équilibre statique	66
3.2. Effets de l'obésité sur la capacité de la marche	71
4. Mécanismes d'altération posturale	72
4.1. Contribution morphologique	72
4.3. Contribution biomécanique	73
4.2. Contribution sensorielle	75
4.3. Contribution cognitive	76
4.4. Contribution musculaire	77
Chapitre IV : Activité Physique Adaptée	80
1. Recommandations	82
2. Effets sur les capacités posturales des personnes âgées	83
3. Effets sur les capacités posturales des personnes obèses	84
4. Effets sur les capacités posturales des personnes âgées obèses	85

OBJECTIFS & HYPOTHESES	86
METHODOLOGIE GENERALE	89
1. Mesures anthropométriques.....	91
1.1. Composition corporelle	91
1.2. Tour de taille et tour de hanches	91
2. Plate-forme de stabilométrie	91
2.1. Procédures expérimentales	91
2.2. Paramètres exportés	93
3. Tapis roulant.....	95
3.1. Procédures expérimentales	95
3.2. Les paramètres exportés	96
4. Electromyographie de surface.....	98
4.1. Chaines d'acquisition et électrodes	99
4.2. Placement des électrodes.....	100
4.3. Traitements des signaux EMG	101
5. Dynamomètre de force.....	101
5.1. Procédures expérimentales	101
5.2. Paramètres exportés	102
CADRE EXPERIMENTAL	103
Etude 1 : Caractérisation de l'équilibre statique chez les personnes âgées obèses	105
1. Introduction.....	107
2. Matériels et méthodes.....	108
2.1. Sujets	108
2.2. Protocole expérimental	109
2.3. Analyses statistiques	110
3. Résultats.....	110
3.2. Analyses des corrélations.....	112
4. Discussion	113
4.1. Effets de l'obésité sur l'équilibre et la contribution des activités musculaires et de la force	113
4.2. Effets de l'âge sur l'équilibre et la contribution des activités musculaires et de la force	115
4.3. Effets combinés de l'âge et de l'obésité sur l'équilibre et la contribution des activités musculaires et de la force	115
5. Conclusion.....	116
Etude 2 : Caractérisation des capacités de la marche chez les personnes âgées obèses -	124
1. Introduction.....	126
2. Matériels et méthodes.....	127
2.1. Sujets	127
2.2. Protocole expérimental	128
2.3. Analyses statistiques	128
3. Résultats.....	129
3.1. Mesures anthropométriques.....	129
3.2. Paramètres de la marche	129
3.3. Electromyographie	131
4. Discussion	132
4.1. Effets de l'obésité sur la marche et la contribution des activités musculaires	132

4.2.	Effets de l'âge sur la marche et la contribution des activités musculaires-----	134
4.3.	Effets combinés de l'obésité et de l'âge sur la marche et la contribution des activités musculaires -----	135
5.	Conclusion-----	137
Etude 3 : Effets d'un programme d'activités physiques adaptées sur les capacités d'équilibre et de marche chez les personnes âgées et obèses-----		145
1.	Introduction-----	147
2.	Matériels et méthodes-----	149
2.1.	Sujets -----	149
2.2.	Protocole expérimental -----	149
2.3.	Le programme d'APA-----	151
2.4.	Analyses statistiques -----	153
3.	Résultats-----	153
3.1.	Niveau d'activité physique -----	153
3.2.	Mesures anthropométriques-----	154
3.3.	Condition physique -----	154
3.4.	Force maximale volontaire -----	154
3.5.	Equilibre statique -----	154
3.6.	Paramètres de la marche -----	155
3.7.	Electromyographie -----	155
4.	Discussion -----	156
4.2.	Effets du programme APA chez les personnes âgées non-obèses institutionnalisées-- -----	159
4.3.	Recommandations -----	161
5.	Conclusion-----	161
CONCLUSION GENERALE & PERSPECTIVES-----		170
BIBLIOGRAPHIE-----		176

INTRODUCTION GENERALE

En France, la part des personnes âgées de 60 ans ou plus ne cesse pas d'augmenter depuis plusieurs décennies (Eurostat, 2018¹). A titre d'exemple, en 2017, les personnes âgées de 65 ans et plus représentaient 19,5% de la population contre 15,5% en 1997 (**Figure 1**). En 2050, environ 69 habitants sur 100 seront âgés de 60 ans ou plus, soit deux fois plus qu'en 2005 (Insee, 2017²). Cette augmentation serait la conséquence d'un allongement important de l'espérance de vie, notamment dans les pays européens industrialisés, d'environ 3 mois tous les 12 mois, (Bernard et al., 2004), soit en moyenne 85 ans pour les femmes et 78,5 ans pour les hommes (Insee, 2017).

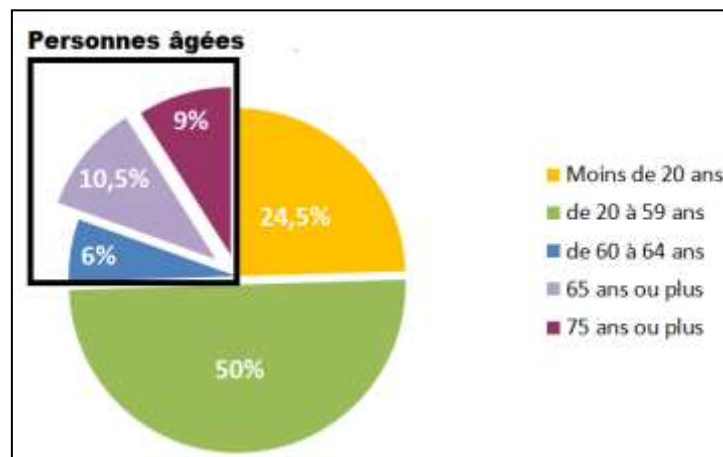


Figure 1 : Répartition de la population française par tranches d'âges (*d'après Insee, 2017*).

Parallèlement, l'obésité touche, aujourd'hui, la quasi-totalité des populations de la planète en raison de l'adaptation aux récentes évolutions des modes de vie (Insee, 2017). Selon ObEpi³, 32,3% des adultes français de 18 ans et plus sont en surpoids ($25 \leq$ indice de masse corporelle (IMC) < 30 kg/m²) et 15% présentent une obésité (IMC ≥ 30 kg/m²). De plus, l'IMC moyen augmente avec l'âge. A titre d'exemple, en 2015, il était de $22,4 \pm 4$ kg/m² pour les 18-24 ans alors qu'il se trouvait être de $26,5 \pm 4,6$ kg/m² après 65 ans. La prévalence de l'obésité est de 38,2% chez les personnes âgées de 55 ans et plus (**Figure 2**). Plus précisément, 35,4% présentent une obésité modérée ou sévère et 2,8% sont en obésité massive.

¹**Eurostat** : Office de statistique de l'Union européenne, rapport 2018.

²**Insee** : Institut national de la statistique et des études économiques, rapport 2017.

³**ObEpi** : Enquête épidémiologique nationale sur le surpoids et l'obésité, rapport 2015.

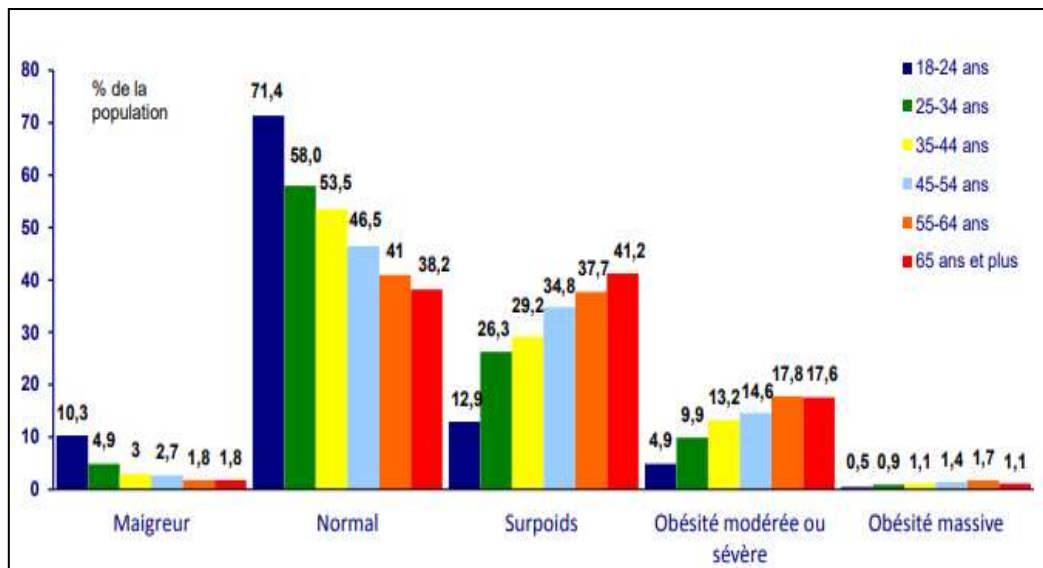


Figure 2 : Répartition des niveaux d'IMC par tranches d'âges (*d'après ObEpi, 2015*).

Or, l'obésité et le vieillissement imposent des limitations fonctionnelles affectant négativement le déroulement normal des activités quotidiennes et la qualité de vie des individus.

D'une part, le vieillissement (à partir de 60 ans) s'accompagne d'une détérioration progressive de la plupart des systèmes physiologiques (*e.g.*, sensoriels, cognitifs et neuromusculaires) entraînant un déclin des capacités fonctionnelles qui se traduit par une perte progressive de l'autonomie et de l'indépendance (Jeandel & Vuillemin, 2000; Vandervoort, 2002). La diminution de ces capacités fonctionnelles, notamment les capacités musculaires, représente l'un des principaux facteurs responsables des incapacités et de la perte d'équilibre en situation statique (Enss et al., 2004; Grassi et al., 2014) et/ou en situation dynamique, notamment pendant la marche chez les personnes âgées (Auvinet et al., 2006; Lee & Chou, 2006; Ponzetto et al., 2002). Ceci participerait à l'augmentation des risques de chute (Hassankhani et al., 2012; Suzuki, 2013). Selon l'HAS⁴, la prévalence et l'incidence des chutes répétées est liée à trois facteurs principaux ; *i*) l'âge de la personne, pour lequel le taux de chute est supérieur de 7% pour les 64-74 ans et de 25% au-delà de 84 ans par rapport à une personne non-âgée, *ii*) l'institutionnalisation, avec un pourcentage de chute pour les personnes âgées vivant en institution trois fois plus élevé à celui de la population âgée vivant à domicile et *iii*) la poly-morbidité, avec une prévalence et une incidence de chute plus élevée pour les personnes âgées ayant des maladies morbides que pour les personnes âgées vigoureuses.

⁴HAS : Haute Autorité de Santé, rapport 2007.

D'autre part, l'obésité modifie la géométrie du corps et augmente la masse des différents segments (Fabris de Souza et al., 2005; Rodacki et al., 2005) ce qui engendre des limitations fonctionnelles lors des activités de la vie quotidienne (Bernard et al., 2003; Hue et al., 2007). Parmi ces limitations, nous retrouvons les troubles de l'équilibre (Corbeil et al., 2001) et ceux de la marche (Liu & Yang, 2017), qui sont identifiés comme un facteur de risque, de chute, de fractures ou encore de morbidité. En effet, quand les personnes obèses sont soumises à des contraintes et à des perturbations posturales, elles risquent d'avantage de chuter que les individus de poids normal.

Ainsi, il peut être émis l'hypothèse que l'accumulation des incapacités fonctionnelles liées à chaque phénomène, telles qu'elle est observée chez les personnes âgées obèses, pourrait accroître les limites fonctionnelles de cette population et augmenter, par conséquent, le risque de chute.

Aujourd'hui, par leurs fréquences et leurs complications, les chutes représentent un réel problème de santé publique (Kannus et al., 2005). A cet égard, en découlent de nombreux enjeux : *i*) sociétaux qui visent à inciter les personnes âgées et/ou obèses à pratiquer une activité physique adéquate et *ii*) économiques dans le but de diminuer les coûts des soins engendrés par la prise en charge des personnes dépendantes ayant subi des blessures suite à une chute (hospitalisation, traitement de soins...etc.). Ces enjeux justifient alors l'intérêt porté à l'activité physique comme stratégie de maintien et d'amélioration des capacités fonctionnelles, permettant de prévenir et réduire les risques de chute (Gauchard et al., 2003; Mareschal & Genton, 2014; Miu et al., 2008). Ce phénomène de chute est, d'ailleurs, considéré comme le principal facteur faisant entrer la personne âgée dans une spirale de déconditionnement entraînant sa fragilité et l'amenant vers la perte d'autonomie (Suzuki, 2013; Vellas et al., 2000). C'est pourquoi l'HAS, dans son programme d'action « *bien vieillir* », a recommandé la prescription aux personnes âgées de séances d'activités physiques incluant un travail d'équilibre statique et dynamique ainsi qu'un renforcement musculaire des membres inférieurs, précisant que « *ces activités doivent être régulières avec des exercices d'intensité faible à modérée et poursuivies par des exercices en auto-rééducation pour prolonger les acquis dans la vie quotidienne* » (HAS, 2007).

En ce sens, la caractérisation des troubles de l'équilibre chez les personnes âgées obèses ainsi que l'évaluation des effets d'un programme d'activités physiques adaptées constituent les objectifs généraux de ce travail de thèse. Les études réalisées au cours de ce travail ont pour but ; *i*) de caractériser les capacités d'équilibre statique et de la marche des individus selon leur âge et leur indice de masse corporelle, *ii*) d'établir, à partir des données obtenues, un programme

d'activités physiques adaptées visant à améliorer les capacités d'équilibre des individus âgés obèses et *iii*) d'évaluer les effets de ce programme auprès d'individus âgés et obèses institutionnalisés.

Le cadre théorique de ce manuscrit présente les notions d'équilibre statique et de la marche. Ensuite, il fait la revue des connaissances actuelles autour des conséquences de l'obésité et du vieillissement sur les capacités d'équilibre et de la marche. Enfin, les bienfaits connus des activités physiques chez les personnes obèses et âgées sont abordés. Ce cadre théorique sert de support au programme expérimental qui se décline en trois études et vise à répondre aux objectifs fixés.

La première étude du programme expérimental a pour objectif d'évaluer les effets combinés de l'âge et de l'obésité sur le contrôle postural statique, les activités musculaires pendant l'équilibre, ainsi que les capacités de production de la force des muscles mobilisateurs de l'articulation de la cheville. Ensuite, la deuxième étude a pour objectif d'évaluer les effets combinés de l'âge et de l'obésité sur les paramètres spatio-temporels, les déplacements du centre de pression, les forces de réaction verticale au sol et les activités des muscles mobilisateurs de la cheville lors de la marche. La troisième étude évalue les effets d'un programme d'activités physiques adaptées sur les capacités d'équilibre statique et de la marche chez les personnes âgées obèses institutionnalisées.

CADRE THEORIQUE

Chapitre I : Equilibre statique & équilibre dynamique

'Ce chapitre concerne la revue des connaissances actuelles autour de l'équilibre dans les situations statique et dynamique.

En premier lieu, nous nous intéresserons à l'équilibre statique et aux mécanismes de sa régulation afin de comprendre les critères de sa performance.

Ensuite, nous porterons notre attention sur l'équilibre dynamique illustré par la marche, selon les mêmes modalités.'

Sommaire

1.	Notions et concepts autour de l'activité posturale-----	15
1.1.	Lien entre le tonus musculaire et la posture -----	15
1.2.	Lien entre la posture et l'équilibre-----	16
2.	Equilibre statique -----	16
2.1.	Régulation de l'équilibre d'un point de vue biomécanique-----	16
2.2.	Régulation de l'équilibre d'un point de vue physiologique -----	20
2.3.	Stratégies posturales impliquées dans la régulation de l'équilibre statique -----	27
3.	Equilibre dynamique : exemple de la marche-----	29
3.1.	Définition -----	29
3.2.	Cycle de la marche -----	29
3.3.	Structures neurophysiologiques et anatomiques mises en jeu lors de la marche----	31

1. Notions et concepts autour de l'activité posturale

L'activité posturale est considérée comme une des habiletés motrices fondamentales chez l'être humain. En effet, elle permet, par son contrôle, d'assurer la coordination entre la posture et le mouvement, permettant de réaliser toutes les activités motrices de la vie quotidienne, et ainsi d'interagir le plus efficacement possible avec son environnement, afin d'assurer son autonomie et de se socialiser (Servant-Laval, 2007).

L'activité posturale est un processus dynamique et adaptable qui prend en compte plusieurs paramètres physiques et physiologiques. Elle se traduit par l'immobilisation de segments corporels dans des positions déterminées et solidaires les uns des autres et de coordonner, ensuite, leur mouvement. Cette organisation corporelle exprime la manière dont l'organisme affronte les stimulations du monde extérieur et se prépare à y réagir. Elle dépend de liens permanents entre le tonus musculaire, la posture et l'équilibre, mais aussi de leur régulation (Paillard, 1976; Massion, 1994; Winter, 1995; Servant-Laval, 2007).

1.1. Lien entre le tonus musculaire et la posture

Le tonus musculaire est défini comme « *une légère contraction à faible tension dans laquelle se trouve en permanence tout muscle squelettique non engagé dans la réalisation d'un mouvement spécifique* » (Paillard, 1976). Chez l'être humain, trois niveaux toniques ont été identifiés (Servant-Laval, 2007) :

- *Tonus de fond*, géré par le tronc cérébral, présente une légère tension isométrique des muscles, involontaire et permanente, permettant le maintien et la cohésion des différentes parties du corps.
- *Tonus postural*, se définit par une contraction musculaire tonique, intentionnelle et volontaire, permettant le maintien de l'équilibre statique et dynamique en différentes positions.
- *Tonus d'action*, s'apparente à une contraction musculaire tonique, intentionnelle et volontaire permettant la locomotion (Paillard, 1976).

La posture se définit par la position des segments corporels les uns par rapport aux autres à un instant donné (Massion, 1992; Paillard, 1976) et par leur orientation dans l'espace (Ilmane & LaRue, 2008; Pérennou, 2012). Le maintien de la posture est assuré par un travail permanent du système neuromusculaire dont l'activité (*i.e.*, tonus musculaire) s'oppose à l'action de la pesanteur (Paillard, 1976, 1982). Ce tonus musculaire joue un rôle fondamental dans l'activité

posturale en assurant le maintien de la posture et son ajustement d'où son nom de « *tonus postural* ».

1.2. Lien entre la posture et l'équilibre

L'équilibre correspond à la projection orthogonale du centre de gravité (CG) du corps à l'intérieur de son polygone de sustentation (*i.e.*, figure géométrique obtenue en joignant les points d'appuis les plus externes, soit il correspond à la surface des deux pieds plus la zone entre eux) (Servant-Laval, 2007) permettant d'assurer la répartition égale du poids du corps autour du CG (Kobayashi et al., 2005). L'équilibration est donc la fonction neurophysiologique qui permet, par ses mécanismes de régulation, le maintien de la posture en dépit de contraintes environnementales extérieures qui peuvent la perturber (Chaumont, 2011).

Deux types d'équilibre peuvent alors être distingués :

- *L'équilibre statique*, ou faculté à contrôler les oscillations posturales du corps sans déplacement des points d'appuis (Massion, 1998). Pour cela, les différents segments adoptent une position fixe dans l'environnement et maintiennent une posture permettant de garder le CG à l'intérieur du polygone de sustentation (Servant-Laval, 2007).
- *L'équilibre dynamique*, qui inclut obligatoirement la notion de déplacement. Le corps est en mouvement et le CG se déplace dans le sens du mouvement, afin de passer d'une posture à une autre (Rouis, 2016).

Paillard (1976) affirme que la posture ne peut être maintenue si les conditions d'équilibre ne sont pas respectées (*Cf.*, titre 2.1). Le rapport entre ces deux notions (posture et équilibre) nous amène, alors, à aborder la notion d'« *équilibre postural* ». Ce dernier est assuré par un contrôle postural permanent (Massion, 1992, 1998), c'est-à-dire une activité à triple finalité : participer à l'organisation spatiale, assurer l'équilibre et fournir une base stabilisée à l'action (Pérennou, 2012). Ainsi, la régulation de l'équilibre, par le contrôle postural, est le facteur déterminant de l'organisation de la posture (Massion, 1992; Pérennou, 2012).

2. Equilibre statique

2.1. Régulation de l'équilibre d'un point de vue biomécanique

Selon les lois de la mécanique Newtonienne, les conditions de l'équilibre de toutes les espèces dépendent des forces extérieures qui leur sont appliquées. L'équilibre d'un solide placé au sol est alors réalisé si :

- La somme des réactions des appuis est égale et de sens opposé à la résultante du poids et des autres forces extérieures appliquées au solide.

- Le moment résultant au CG, des réactions de l'appui, est égal et de sens opposé au moment résultant, au même point, des forces extérieures appliquées au solide (Bouisset & Maton, 1999).

Puisque que le corps humain est assimilé à un organisme poly-articulé (Paillard, 1976), c'est-à-dire à un ensemble de tiges rigides, déformables, reliées entre elles, soumises aux lois mécaniques, des conditions supplémentaires doivent être atteintes pour que ce dernier puisse maintenir son équilibre :

- Tous les CG segmentaires doivent être situés sur la ligne de gravité.
- Tous les axes de rotation des segments corporels doivent être situés sur la ligne de gravité.
- La ligne de gravité doit passer à l'intérieur du polygone de sustentation (Massion, 1998).

D'une façon plus générale, le maintien de l'équilibre orthostatique, consiste à lutter contre la force gravitationnelle qui attire tout corps possédant une masse vers le centre terrestre (Gagey, 1988). Dans cette situation d'équilibre statique, le corps humain peut être assimilé à une tige rigide oscillant autour de l'articulation de la cheville (**Figure I.1**) avec deux forces en permanence en interaction :

- La force représentant le poids corporel (P), appliquée au niveau du centre de masse (CM) de l'individu.
- La force de réaction (R) appliquée au niveau de son centre de pression (CP).

Le maintien de l'équilibre est assuré seulement si P est égale et de sens opposé à R et que les points d'application de ces deux forces sont sur la même ligne verticale (*i.e.*, ligne de gravité). Plus précisément, deux conditions doivent être respectées pour assurer l'équilibre : les conditions de l'équilibre en translation ($\sum F_{ext} = 0$) et en rotation ($\sum MoF_{ext} = 0$) (Paillard, 1976; Bouisset & Maton, 1999). L'équilibre en translation est respecté si (R = P) sachant que P exerce uniquement une force sur la ligne verticale. Puis, l'équilibre en rotation doit être également assuré (R.d = P.l) sachant que d et l représentent respectivement la projection orthogonale des points d'application de R et P sur l'axe de rotation de la cheville dans ce système (*i.e.*, bras de levier). A cette condition, le sens de rotation de P doit être de sens opposé à celui induit par R à condition que (d = l) et que les lignes d'action de P et R soient concourantes. Si les conditions d'équilibre en translation et en rotation ne sont pas assurées, le sujet se trouvera dans des conditions de déséquilibre et pourra potentiellement chuter, s'il ne modifie pas sa base de sustentation, ou s'il ne fait pas un pas. De plus, si d'autres forces seront appliquées au sujet, elles devront être équilibrées par des réactions supplémentaires de l'appui

(Bouisset & Maton, 1999). Dans tous les cas, la résultante et le moment se doivent d'être égaux et de sens opposé à ceux de la force (Paillard, 1982).

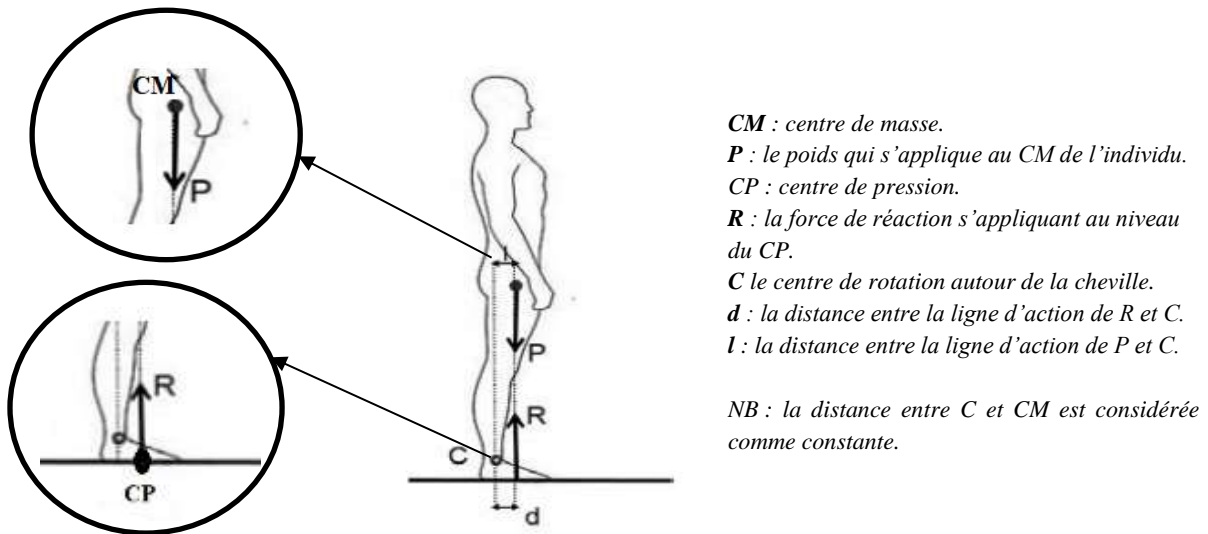


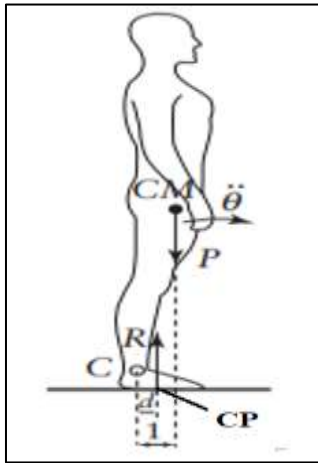
Figure I.1 : Les forces agissantes pendant l'équilibre orthostatique chez l'être humain (d'après Paillard et al., 2016).

Or, le corps est soumis en permanence à des micromouvements et ne peut donc pas être *sensus stricto* considéré comme un système en équilibre (Paillard, 1976). Chez l'être humain, plusieurs sources de perturbations internes créent des forces minimes sur la structure squelettique (Massion, 1998; Paillard, 1976), comme les mouvements respiratoires et l'action des muscles cardiaques lisses qui provoquent une circulation sanguine à travers tout le corps (Bouisset & Duchêne, 1994) et l'insuffisance de la sensibilité des capteurs sensoriels pour détecter les mouvements de faible amplitude (Gagey, 1988). De ce fait, lors des situations orthostatiques, l'être humain n'est jamais en parfait équilibre. Toutes les parties de son corps étant en activité, il ne peut pas donc, être considéré en état de repos (Le Goïc, 2013). Le maintien de l'équilibre peut alors être considéré comme un phénomène dynamique faisant osciller le corps en permanence autour de l'axe vertical passant par la cheville. Le phénomène peut être représenté par l'équation suivante :

$$(\sum MoF_{ext} = I\ddot{\theta}), \text{ où } I \text{ représente le moment d'inertie et } \ddot{\theta} \text{ l'accélération angulaire}$$

La position antérieure du CM par rapport au CP provoque un bras de levier *l* plus important que celui de *d*. On obtient donc ($Pl > Rd$). Cette intensité supplémentaire induite par

la force P provoque une accélération $\ddot{\theta}$ dans le sens horaire et par conséquent une oscillation du corps vers l'avant (**Figure I.2**).

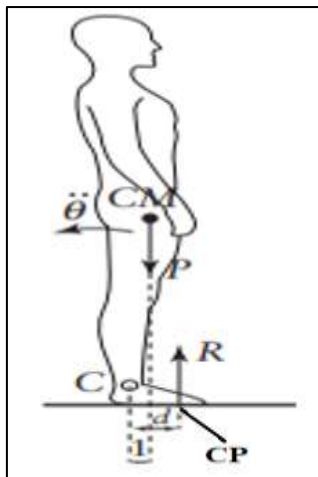


CM : centre de masse.
P : le poids qui s'applique au CM de l'individu.
CP : centre de pression.
R : la force de réaction s'appliquant au niveau du CP.
C le centre de rotation autour de la cheville.
d : la distance entre la ligne d'action de R et C.
l : la distance entre la ligne d'action de P et C.
 $\ddot{\theta}$: l'accélération angulaire.

NB : la distance entre C et CM est considérée comme constante.

Figure I.2 : Modélisation de la régulation de l'équilibre chez l'être humain oscillant vers l'avant à la manière d'un pendule inversé autour de l'articulation de la cheville (d'après Paillard et al., 2016).

Cette oscillation antérieure doit être contrebalancée par R afin de conserver CP dans le polygone de sustentation. En effet, le CP se déplace vers l'avant afin d'augmenter d pour obtenir ($Pl < Rd$) où le moment R crée une accélération antihoraire $\ddot{\theta}$ pour faire osciller le corps vers l'arrière (**Figure I.3**). Cette oscillation postérieure est ensuite, limitée par un déplacement du CP vers l'avant pour augmenter la longueur de d par rapport à l .



CM : centre de masse.
P : le poids qui s'applique au CM de l'individu.
CP : centre de pression.
R : la force de réaction s'appliquant au niveau du CP.
C le centre de rotation autour de la cheville.
d : la distance entre la ligne d'action de R et C.
l : la distance entre la ligne d'action de P et C.
 $\ddot{\theta}$: l'accélération angulaire.

NB : la distance entre C et CM est considérée comme constante.

Figure I.3 : Modélisation de la régulation de l'équilibre chez l'être humain oscillant à la manière d'un pendule inversé autour de l'articulation de la cheville (d'après Paillard et al., 2016).

L'utilisation du modèle du pendule inversé, (Caron et al., 2000, Winter, 1995) permet de caractériser la régulation posturale du point de vue biomécanique chez l'être humain. Selon ce modèle, dans le plan sagittal, le CM peut être considéré comme une variable passive gérée

par le CP (variable active) et qui réagit par l'ensemble de ses actions mises en place par le système du contrôle postural au niveau de l'articulation de la cheville, notamment au niveau des fléchisseurs plantaires responsables de la gestion du moment de force à la cheville (Winter, 1995).

En condition d'équilibre statique, la projection du CM exprimée par CP devrait se situer à l'intérieur du polygone de sustentation (Duarte et al., 2000). Si cette condition n'est pas respectée, le sujet est alors en déséquilibre. C'est pourquoi, il est couramment admis que la quantification des paramètres liés au déplacement du CP, notamment sa vitesse, sa surface et sa longueur pendant l'oscillation, permet d'obtenir des informations utiles dans l'identification des troubles de l'équilibre (Allard et al., 2001; Danis et al., 1998; Di Fabio, 1995).

2.2. Régulation de l'équilibre d'un point de vue physiologique

Le contrôle postural est un comportement moteur dérivé de l'interaction entre des processus sensori-moteurs complexes (Donoghue et al., 1996) qui permettent d'assurer deux fonctions : l'orientation spatiale et l'équilibration (Le Goïc, 2013). La fonction d'orientation permet d'ajuster un mouvement précis par rapport aux contraintes du monde extérieur en tenant compte de la position géométrique des segments corporels dans l'espace (Berthoz, 1997; Paillard, 1976; Bouisset & Maton, 1999). La fonction d'équilibration permet de maintenir et de gérer l'équilibre en dépit des circonstances, dans les conditions de la vie quotidienne (Massion, 1994; Paillard, 1976).

Le contrôle postural dépend d'une organisation sensori-motrice qui nécessite la présence des **récepteurs sensoriels**, d'un centre d'intégration (*i.e.*, système nerveux central ; SNC) et des **effecteurs** (*i.e.*, système musculaire) (Nashner & McCollum, 1985) (**Figure I.4**).

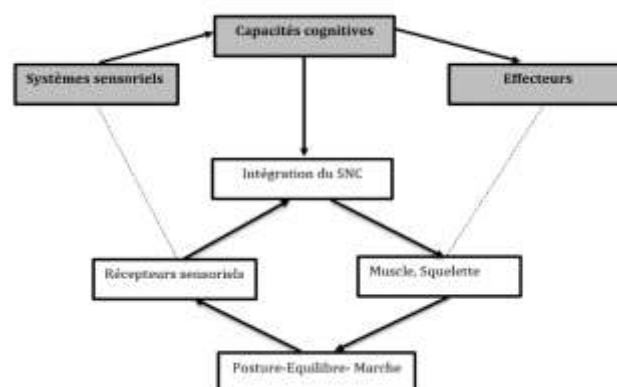
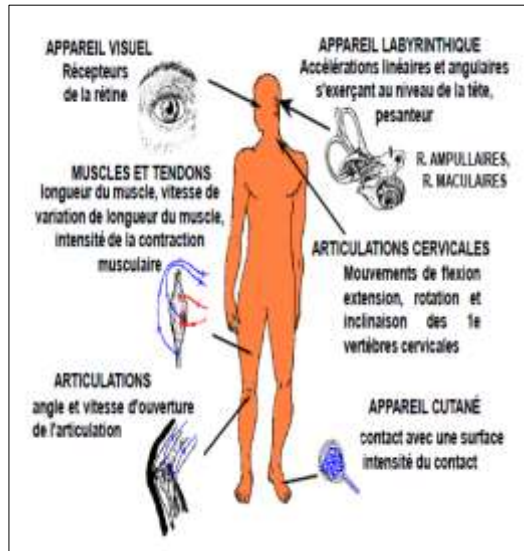


Figure I.4 : Boucle de la régulation du contrôle postural (*d'après Inserm⁵, 2015*).

⁵*Inserm* : Institut National de la Santé et de la Recherche Médicale.

2.2.1. Récepteurs sensoriels

Les récepteurs sensoriels correspondent, notamment aux récepteurs visuels, vestibulaires et somesthésiques (Le Goïc, 2013) (**Figure I.5**).



Dans des conditions stables, l'être humain utilise environ 70% des informations venant du système somato-sensoriels, 10% de la vision et 20% du système vestibulaires (Horak ; 1994). Dans des conditions instables, la sélection des informations sensorielles fournies varie d'un sujet à l'autre, en fonction du niveau de l'efficacité de ses systèmes (Tardieu et al., 2009).

Figure I.5 : Les systèmes sensoriels impliqués dans la régulation posturale (d'après Berthoz, 1997).

L'ensemble de ces systèmes a pour mission de donner les informations nécessaires sur l'état de l'environnement et le positionnement relatif des différents segments corporels dans l'espace (Bouisset & Maton, 1999). Ces informations sont ensuite, transmises par l'intermédiaire des nerfs sensitifs (les afférentes) à la moelle épinière où elles peuvent soit déclencher un réflexe, soit se diriger vers le SNC (Pette & Vrbova, 1985). Ces informations transmises rejoignent ensuite, les aires sensibles du tronc cérébral, du cervelet, du thalamus ou du cortex cérébral (Costill et al., 2013). Chacune de ces zones constitue un centre d'intégration où les informations sensibles sont analysées, interprétées et transmises finalement, au système moteur (Marieb & Hoehn, 2013).

2.2.1.1. Récepteurs vestibulaires

Les récepteurs vestibulaires sont situés au niveau de l'oreille interne. Ils sont de 2 types : les récepteurs maculaires, dans l'utricule et le saccule, et les récepteurs ampullaires, dans les canaux semi-circulaires. Les récepteurs maculaires sont sensibles aux accélérations linéaires (*i.e.*, les accélérations et les décélérations) subies par le corps lors de ses déplacements, dans le plan vertical pour le saccule et horizontal pour l'utricule (Marieb & Hoehn, 2013; Sakka & Vitte, 2004). Les récepteurs ampullaires sont sensibles à tout mouvement de rotation et

permettent l'orientation de tout mouvement circulaire subi par la tête (Di Fabio, 1995; Sakka & Vitte, 2004).

2.2.1.2. Récepteurs visuels

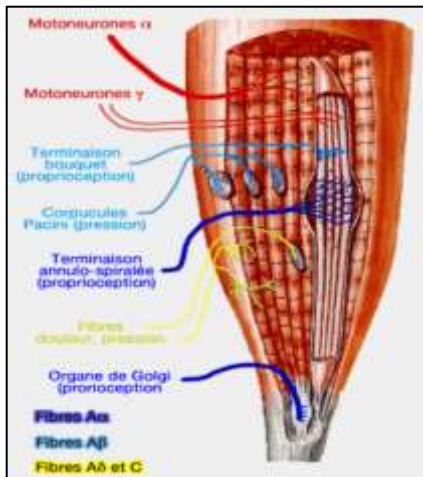
Le système visuel, au niveau de l'œil, comporte deux 2 sous-systèmes : la vision fovéale (*i.e.*, centrale) qui assure une fonction extéroceptive permettant l'orientation de la tête et du corps par rapport à un référentiel externe (Lee & Lishman, 1975) ; la vision périphérique, qui renseigne sur les mouvements présents dans le champ visuel et sur la position et les mouvements de la tête et du corps (Maki et al., 1994).

2.2.1.3. Récepteurs somesthésiques

Le système somato-sensoriel permet de fournir un ensemble d'informations sous forme de perceptions conscientes qui seront ensuite, acheminées vers le SNC (Le Goïc, 2013). Ces perceptions peuvent être classées en deux modalités particulièrement impliquées dans le contrôle postural : **la proprioception** issue de l'appareil musculo-ostéo-tendineux et **la sensibilité tactile** issue des mécanorécepteurs plantaires (Kahle, 2007).

La proprioception désigne la perception profonde issue de l'ensemble des récepteurs, permettant de donner des informations sur les différentes positions relatives des parties du corps. Les récepteurs impliqués ici sont :

Les récepteurs musculaires, représentés par les fuseaux neuromusculaires (FNM). Le FNM est constitué d'un ensemble de fibres musculaires modifiées, appelées fibres intrafusoriales, situées parallèlement aux fibres musculaires extrafusoriales (fibres normales) (Netter et al., 2002). Le FNM contient deux types de fibres sensibles : les terminaisons annulo-spiralées dans sa partie médiale, et qui représentent les terminaisons des fibres A α , et les terminaisons en bouquet représentant les terminaisons des fibres A β (Martin & Vicari, 2004) (**Figure I.6**). L'ensemble de ces récepteurs transmettent des informations sur la longueur et la vitesse d'étirement du muscle.



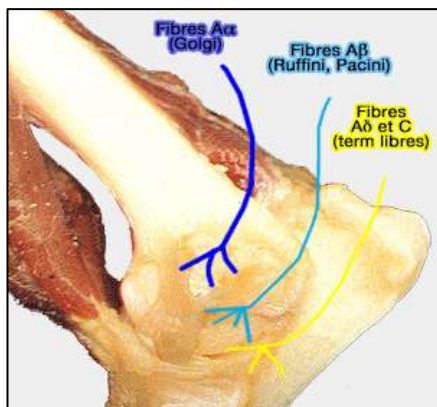
Les fibres nerveuses annulo-spiralée, appelées aussi fibres sensorielles primaires, sont des fibres myélinisées de grande taille impliquées dans le réflexe monosynaptique d'étirement.

Les fibres en bouquet, appelées aussi fibres sensorielles secondaires, sont de tailles plus faibles que les fibres annulo-spiralées.

Les motoneurones α (alpha) et γ (gamma) sont des cellules nerveuses connectées au muscle et commandent sa contraction par l'intermédiaire des unités motrices. Les α innervent les fibres responsables de la contraction et les γ innervent les FNM (Netter et al., 2002).

Figure I.6 : Les récepteurs musculaires impliqués dans la régulation de l'équilibre (d'après Martin & Vicari, 2004).

Les récepteurs articulaires, situés dans les capsules articulaires, renseignent sur les mouvements articulaires et leur direction, la position de l'articulation et le degré de déformation causée par la pression (Riemann & Lephart, 2002). Les récepteurs articulaires comprennent plusieurs types de mécanorécepteurs : les corpuscules de Ruffini, les corpuscules de Pacini et les terminaisons nerveuses libres (Proske, 2006) (**Figure I.7**).



Les corpuscules de Ruffini sont les récepteurs articulaires les plus nombreux. Ils sont situés dans les tissus cutanés profonds et représentent environ 20% des récepteurs cutanés. Ce sont des mécanorécepteurs à adaptation lente.

Les corpuscules de Pacini sont les récepteurs articulaires les plus grands. Ils sont situés dans l'hypoderme. Ce sont des mécanorécepteurs à adaptation rapides.

Les terminaisons nerveuses libres sont stimulées lors de position statique extrême ou lors du mouvement de l'articulation (Netter et al., 2002).

Figure I.7 : Les récepteurs articulaires impliqués dans la régulation de l'équilibre (d'après Netter et al., 2002).

Les récepteurs tendineux, sont représentés principalement par les organes tendineux de Golgi. Ces derniers sont situés à la jonction entre les tendons et les muscles striés (**Figure I.6 et I.7**). Ils sont encapsulés et traversés par plusieurs fibres tendineuses. Comme les FNM informent sur les modifications de longueur du muscle, les organes de Golgi sont sensibles à la tension

développée par l'ensemble muscle-tendon. Les informations recueillies sont transmises au SNC à travers les fibres afférentes A α (Martin & Vicari, 2004).

La sensibilité tactile désigne la perception des stimuli tels que les pressions et les vibrations exercées sur la peau (Le Goïc, 2013). Parmi les systèmes assurant la fonction de régulation de l'équilibre, les principaux sont les mécanorécepteurs plantaires. Ceux-ci permettent de donner des informations somesthésiques indispensables et variées (*e.g.*, mécanique, métabolique, chimique et douloureux...etc.). En effet, ils ont une double fonction : une fonction extéroceptive, permettant de donner des informations concernant le milieu extérieur, notamment la nature ou l'état de la base de support (Maurer et al., 2001; Roll et al., 2002), et une fonction posturale (Wu, 1998; Wu & Madigan, 2014), permettant, par le processus de rétroaction sensorielle, d'agir sur la réponse posturale en modifiant le niveau d'activité musculaire (Meyer & Oddsson, 2003).

2.2.2. Système nerveux central : traitement de l'information

Le SNC est le centre de régulation de toute activité posturale. Il assure en permanence une organisation sensori-motrice (OSM) permettant de contrôler, d'une façon efficiente, le maintien de l'équilibre chez l'être humain. Il s'agit du couplage d'un système sensitif au système moteur (**Figure I.8**).

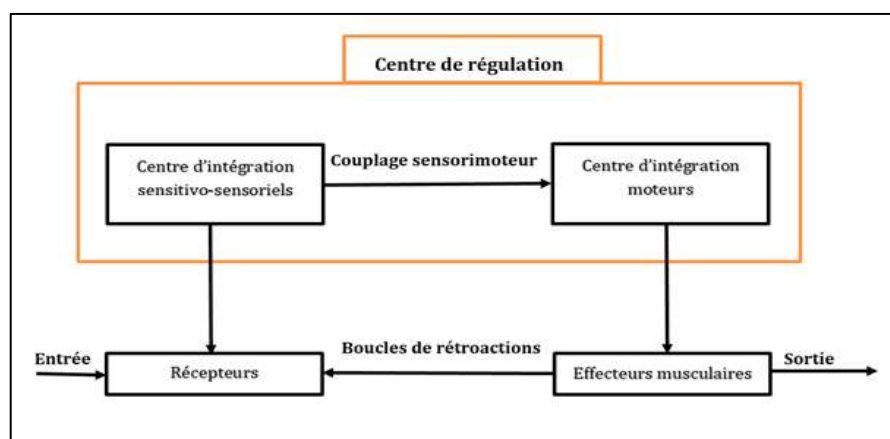


Figure I.8 : Schéma général d'une organisation sensori-motrice (*d'après Collet, 2001*).

L'OSM s'effectue en deux étapes : l'intégration sensitivo-sensorielle, permettant la synthèse des informations prélevées par les récepteurs sensoriels et acheminées par les voies afférentes vers le centre d'intégration sensitivo-sensoriels, et l'intégration motrice, permettant de donner la commande aux effecteurs via les voies efférentes pour réaliser les corrections nécessaires (Fitzpatrick & McCloskey, 1994; Gagey, 1988). Le couplage des deux organisations précédentes s'effectue au niveau du centre d'intégration (SNC) (Dehaene et al.,

2004). Cette organisation nécessite des boucles de rétroaction informant les récepteurs sensoriels des corrections effectuées. Pour cela, des voies ascendantes relient les récepteurs sensoriels au centre d'intégration, et des voies descendantes transmettent l'influx nerveux vers les effecteurs.

Pour réaliser l'OMS quatre niveaux anatomiques du système nerveux sont impliqués : La moelle épinière, représente le premier niveau du contrôle postural (Le Goïc, 2013; Pérennou, 2012). Des boucles réflexes courtes permettent d'apporter des réponses rapides et stéréotypées. Il s'agit d'un réflexe d'étirement (*i.e.*, spinal) donnant des réponses à courte latence en s'opposant à tout déplacement de segment corporel (Paillard, 1976; Pérennou, 2012). Ce réflexe d'étirement, appelé aussi réflexe myotatique (Sherwood, 2006), est un facteur déterminant du tonus musculaire, et il est considéré comme le premier système de régulation de la posture (Fitzpatrick et al., 1994). Toutefois, la réponse élaborée par le réflexe d'étirement est insuffisante pour assurer la totalité de la réponse posturale (Fitzpatrick et al., 1994; Pérennou, 2012).

Le tronc cérébral, intègre les informations qui lui parviennent pour ensuite contrôler les activités des motoneurones des différents muscles posturaux. Il s'agit, ici, d'une réponse coordonnée et stéréotypée par des réflexes à boucle longue. On distingue deux types de contrôle: le contrôle vestibulospinal, permettant la stabilisation et l'orientation de la tête dans l'espace, et le contrôle réticulospinal, facilitant les réflexes gravitaires en agissant sur les muscles extenseurs.

Le cervelet, représente le centre d'intégration moteur. Il permet la coordination, la réorganisation et la modulation des réponses réflexes posturaux et du tonus musculaire.

Le cortex, intervient dans la planification et la régulation des mouvements volontaires, et participe à l'élaboration des ajustements posturaux anticipés pour prévenir le déséquilibre et la chute (Horak et al., 1994). En effet, la détection de la chute nécessite un traitement de la part de plusieurs aires corticales telles que le cortex somesthésique, le cortex visuel et le cortex pariétal postérieur (Horak et al., 1994; Slobounov et al., 1997).

2.2.3. Effecteurs

Les muscles constituent les principaux effecteurs du maintien de l'équilibre orthostatique et du contrôle des appuis au sol (Le Goïc, 2013). Par leurs actions contractiles, ils s'opposent à l'action de la force de pesanteur, des forces internes et de leurs moments de force.

Une activité musculaire coordonnée et adéquate, qu'elle soit consciente ou non, dépend du recrutement et de l'activité des unités motrices. Trois types d'influx nerveux convergent via

les motoneurones alpha et gamma (voies descendantes) des unités motrices correspondantes et permettent d'activer le muscle en question (Marieb & Hoehn, 2013; Netter et al., 2002; Pérennou, 2012; Sherwood, 2006; Vanputte, 2013) (**Figure I.9.A**) :

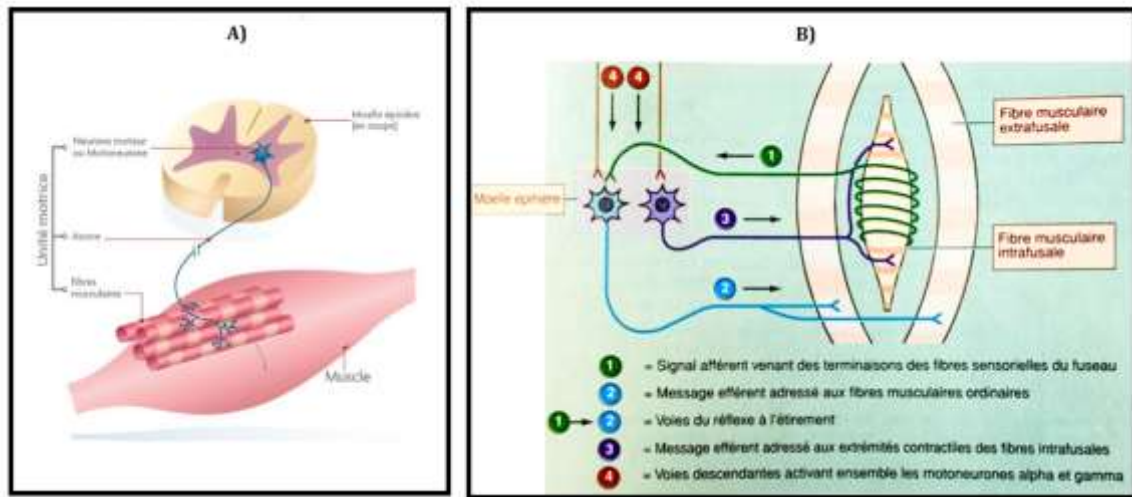


Figure I.9 : A) Unité motrice. B) Voies participant à l'activation des motoneurones alpha et gamma (*d'après Sherwood, 2006*).

- Ceux qui viennent des neurones afférents par l'intermédiaire d'inter-neurones, au niveau de la moelle épinière (*i.e.*, réflexe d'étirement) (**Figure I.9.B**)
- Ceux qui viennent du cortex moteur primaire par l'intermédiaire des axones des neurones corticaux. Ces axones descendent, dans la moelle épinière en changeant de côté, et se connectent aux motoneurones, soit directement, soit par l'intermédiaire d'interneurones. L'ensemble de ce réseau neuronal est appelé le faisceau pyramidal.
- ceux qui viennent des voies motrices (*i.e.*, système extrapyramidal), rejoignent les noyaux du tronc cérébral d'où se projettent des collatérales de la voie cortico-spinale, des voies venant d'autres régions du cortex et des noyaux gris du cervelet.

Enfin, le contrôle postural implique de nombreux groupes musculaires (Le Goïc, 2013) (**Figure I.10**), contrôlés par les influx nerveux évoqués précédemment. Au niveau des membres inférieurs, trois groupes musculaires principaux interviennent dans la régulation de l'équilibre :

Les muscles de la jambe sont répartis en deux loges ; la loge postérieure constituée du soléaire et des gastrocnémiens (Martin & Vicari, 2004) referme les principaux agonistes pendant les tâches posturales statiques (Cattagni et al., 2015; Pajoutan et al., 2016; Pérennou, 2012). Ces muscles sont innervés par le nerf tibial pour assurer la flexion plantaire de la cheville. La loge

antérieure est constituée, principalement, du jambier antérieur. Ce muscle est innervé par le nerf péronier profond et permet la flexion dorsale de la cheville (Netter et al., 2002).

Les muscles de la cuisse, trois d'entre-eux, interviennent dans la régulation de l'équilibre, notamment pour assurer la flexion du genou : le semi-tendineux, le droit de la cuisse et les vastes médian et latéral du quadriceps (Netter et al., 2002; Sherwood, 2006).

Les muscles de la hanche permettent, par les muscles érecteurs situés sur le long du rachis et les muscles de la paroi latérale et antérieure de l'abdomen, d'assurer le maintien et la mobilité du dos (Pérennou, 2012) (e.g., flexion/extension et inclinaison latérale).

En plus de ces muscles, ceux de la nuque et des membres supérieurs interviennent en synergie dans la régulation de l'équilibre (Le Goïc, 2013). Les muscles para-vertébraux, les sacro-lombaires, les muscles carrés des lombes et le grand dorsal participent également au rétablissement de l'équilibre.

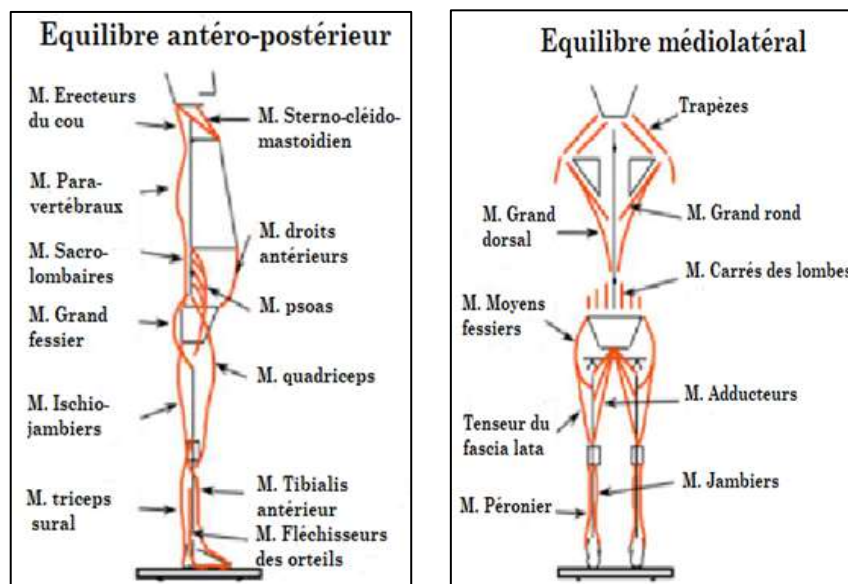


Figure I.10 : Groupes musculaires impliqués dans l'équilibre anteropostérieur et médiolatéral (d'après Le Goïc, 2013).

2.3. Stratégies posturales impliquées dans la régulation de l'équilibre statique

Le maintien de l'équilibre nécessite la mise en place des mouvements segmentaires autour des articulations, appelés « *stratégies posturales* ». Chez l'être humain, trois stratégies peuvent être observées : la stratégie de la cheville, de la hanche et la stratégie « pas de rattrapage » (Pérennou, 2012; Rouis, 2016) :

2.3.1. Stratégie de la cheville

Son but est de maintenir l'équilibre, suite à de légères perturbations sur une surface solide (Rouis, 2016). Cette stratégie reflète le modèle du pendule inversé expliqué précédemment (**Figure I.11.A**). Elle permet de corriger les oscillations du CM dans les axes antéro-postérieur (A-P) et médio-latéral (A-M) (Maurer et al., 2006; Peterka, 2000; Winter, 1995). Dans cette stratégie, la personne garde l'alignement de ses membres inférieurs et de son buste dans l'axe vertical, tout en conservant le corps en rotation rigide autour de l'articulation de la cheville, afin d'éviter le déplacement angulaire au niveau d'autres articulations (*e.g.*, les genoux). Elle est assurée par la sollicitation permanente des muscles mobilisateurs de l'articulation de la cheville, notamment les muscles soléaire et gastrocnémiens en flexion plantaire et le muscle jambier antérieur en flexion dorsale (Cattagni et al., 2016; Di Giulio et al., 2009; Loram et al., 2004).

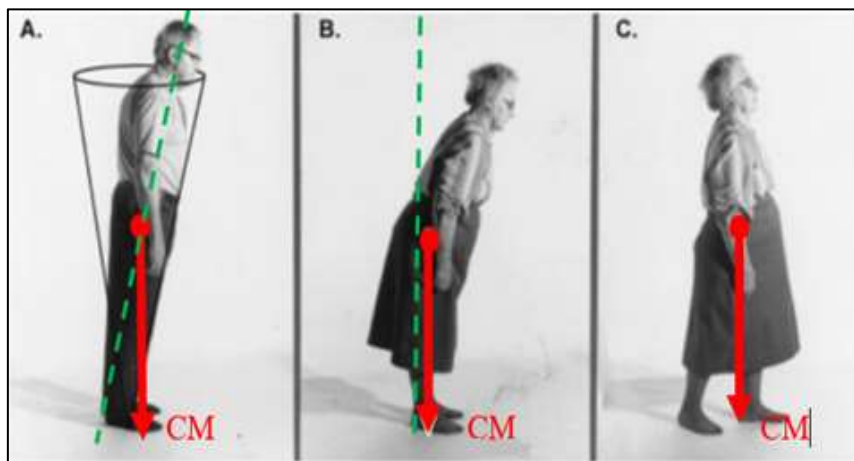


Figure I.11 : Stratégies posturales pendant l'équilibre orthostatique (*d'après Horak, 2006*).

- A. Personnes âgées utilisant la stratégie de la cheville.
- B. Personne âgée utilisant la stratégie de la hanche.
- C. Personne âgée utilisant le pas de rattrapage pour augmenter sa surface d'appui.

2.1.1. Stratégie de la hanche

Cette stratégie entre en jeu lorsque la personne a besoin de contrebalancer une perturbation importante, nécessitant un déplacement rapide du CM (Aftab et al., 2012). Elle correspond à une inclinaison du buste et donc, à un désalignement des membres inférieurs avec le buste (**Figure I.11.B**). Cette stratégie nécessite à la fois la sollicitation des muscles mobilisateurs de la cheville et des muscles de la hanche, soit par une flexion dorsale associée à une extension de la hanche, soit par une flexion plantaire associée à une flexion de la hanche (Horak, 2006; Rouis, 2016).

2.1.2. Stratégie « pas de rattrapage »

Cette stratégie est mise en place lorsque la personne est soumise à des perturbations extrêmes (Mesure et al., 1995). Pour éviter le déséquilibre généré et la chute, la personne effectue un pas vers l'avant ou vers l'arrière (**Figure I.11.C**). Une telle stratégie est souvent utilisée par les personnes âgées (Adkin et al., 2000; Horak, 2006).

La sélection et la programmation de la mise en place d'une de ces stratégies dépendent des contraintes environnementales (Horak et al., 1989), des capacités fonctionnelles de l'individu (Horak, 2006) et de son vécu (Zanone & Kelso, 1992).

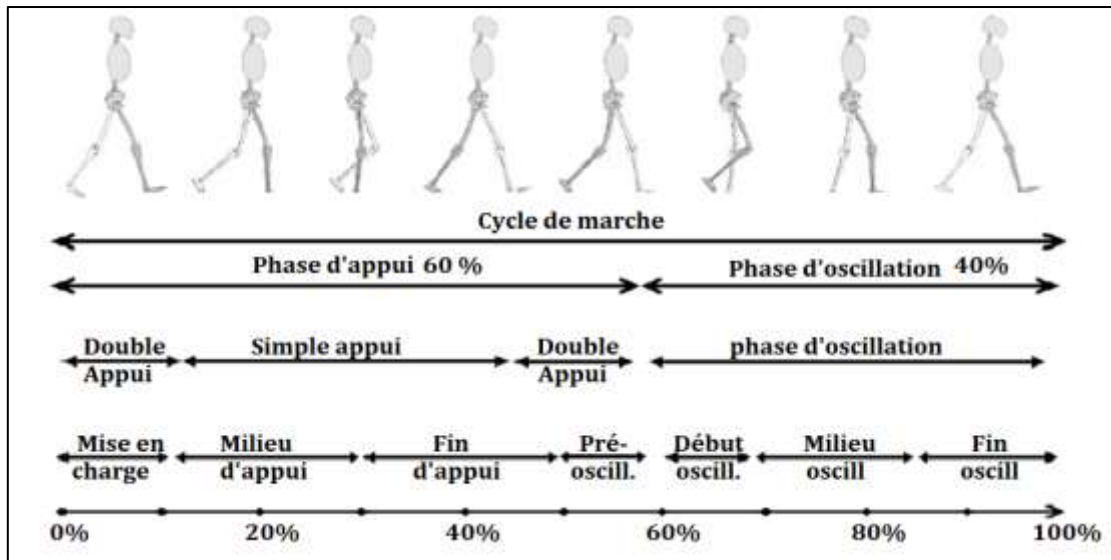
3. Equilibre dynamique : exemple de la marche

3.1. Définition

La marche humaine est une activité cyclique qui consiste à déplacer le corps et son CG dans le sens du mouvement, d'une posture à une autre (Bouisset & Maton, 1999). Elle résulte d'une activité alternée et bien synchronisée des membres inférieurs assurant simultanément le maintien de l'équilibre et la propulsion (Perry, 2010). La marche dépend, d'une part, de la capacité à maintenir son corps en condition statique et à le propulser vers l'avant, et d'autre part, de la capacité à coordonner la posture et l'équilibre tout en s'adaptant aux contraintes environnementales.

3.2. Cycle de la marche

Différentes études ont permis de décrire les différentes phases d'un cycle de marche. La référence actuelle provient des travaux successifs de Sutherland et al., (1980), Gage (1991) et Perry (1992) qui ont montré qu'un cycle typique est reproductible et symétrique. Du point de vue temporel, un cycle débute par le contact d'un talon au sol et se termine lors du contact suivant de ce même talon au sol (Auvinet et al., 2006; Desailly, 2008; Pélissier et al., 1997). Dans un cycle de marche, chaque membre inférieur compte une phase d'appui (PA) et une phase oscillante (PO) (**Figure I.12**). La PA correspond au moment où le pied est en contact avec le sol (environ 60% du cycle) et la PO (environ 40% du cycle) correspond au moment où le pied quitte le sol (Chao et al., 1983; Pierrot-Deseilligny et al., 1993). Du point de vue spatial, la distance entre le point de contact du talon et celle du point de contact du talon opposé correspond au pas ; celle entre deux contacts successifs au sol d'un même talon correspond à l'enjambée.



Le cycle de marche contient deux phases ; une **phase d'appui** qui débute quand le pied commence à toucher le sol, « contact initial », et se termine quand ce même pied quitte le sol, « décollement du pied ». Une **phase oscillante** débute quand le pied quitte le sol et se termine quand ce dernier le touche de nouveau.

Figure I.12 : Présentation des différentes phases caractérisant un cycle de marche (d'après Sutherland, 2001).

3.2.1. Phase d'appui

La PA est elle-même composée de quatre sous-phases (Whittle, 1996, 2007) :

La phase de mise en charge (0 à 10% du cycle) commence lorsque le pied droit entre en contact avec le sol, alors que le pied gauche est encore en contact avec ce dernier (premier double appui). Cette phase permet de transférer le poids de la jambe passant en PA, d'absorber les chocs et de conserver la vitesse de marche, tout en maintenant l'équilibre.

La phase de milieu d'appui monopodal (10 à 30% du cycle) commence lorsque le pied opposé quitte le sol permettant alors au corps d'avancer au-dessus du pied en appui (rotation autour de la cheville).

La phase de fin d'appui monopodal (30 à 50% du cycle) permet le passage du CG en avant de l'appui. Elle se termine au contact du pied opposé avec le sol.

La phase pré-oscillante (50 à 60% du cycle) correspond au deuxième double appui. Elle se termine quand le pied quitte le sol permettant alors de propulser le corps vers l'avant et de transférer le poids vers la jambe en PA.

3.2.2. Phase oscillante

La PO est composée de trois sous-phases (Whittle, 1996, 2007) :

La phase de début d'oscillation (60 à 73% du cycle) commence quand le pied passe à côté du pied controlatéral.

La phase de milieu d'oscillation (73 à 86% du cycle) permet l'avancée du membre oscillant sans qu'il n'ait de contact avec le sol. Elle se termine quand le tibia du pied en PA est en position verticale.

La phase de fin d'oscillation (86 à 100% du cycle) qui se termine quand le pied droit entre de nouveau en contact avec le sol.

3.3. Structures neurophysiologiques et anatomiques mises en jeu lors de la marche

3.3.1. Neurophysiologie de la marche

Comme évoqué précédemment, la marche est une activité alternée et bien synchronisée des membres inférieurs assurant simultanément le maintien de l'équilibre et la propulsion (Perry, 2010). Cette activité nécessite, d'une part, un contrôle postural dynamique efficace, et d'autre part, une organisation motrice hiérarchisée (Gasq et al., 2012) (**Figure I.13**).

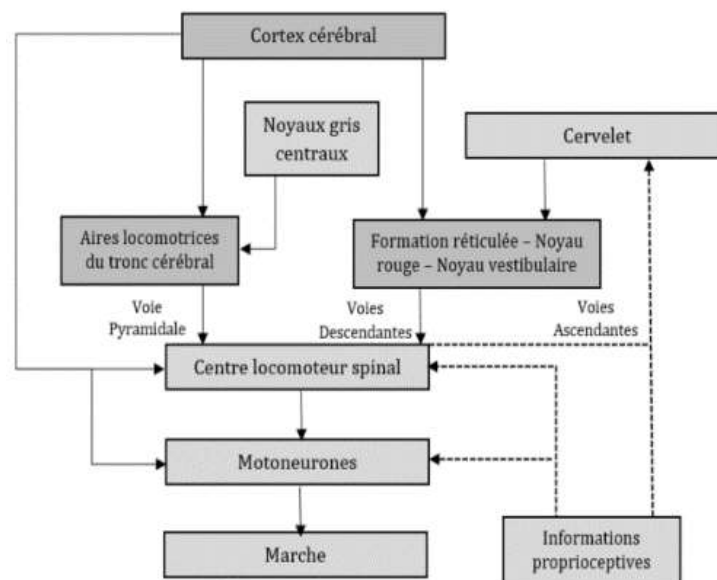


Figure I.13 : La hiérarchisation de la régulation nerveuse de la marche (*d'après Théveniau, 2016*).

Trois systèmes sont impliqués dans l'activité de la marche : le système antigravitaire, le système de production du pas et le système d'équilibre et d'adaptation posturale. La régulation de ces trois systèmes implique nécessairement les systèmes sensoriels, le système nerveux et le système musculaire. Comme pour la régulation de l'équilibre statique, les récepteurs sensoriels envoient des informations utiles au SNC par les voies nerveuses ascendantes. Après l'analyse et le traitement de ces informations sensorielles, le SNC initie le mouvement de la marche par l'envoi d'un message nerveux via les voies nerveuses descendantes afin d'activer les muscles

impliqués dans la marche. Ce message nerveux est transmis, par l'intermédiaire de la moelle épinière, aux modules appelés CPGS « Central Pattern Generators », situés au niveau de la partie thoracique et lombaire de la moelle épinière. Ces modules permettent la gestion de la coordination des fléchisseurs et extenseurs des membres inférieurs ainsi que leur coordination inter-segmentaire (Butt & Kiehn, 2003). Enfin, l'action de ces CPGS permet d'adapter la commande et de réguler le mouvement (Théveniau, 2016), assurant la propulsion du corps et la répétition rythmique du patron moteur.

3.3.2. Structures anatomiques mises en jeu lors de la marche

3.3.2.1. Système articulaire mis en jeu pendant la marche

Au niveau des membres inférieurs, quatre articulations sont utilisées pendant la locomotion :

L'articulation coxo-fémorale est une articulation synoviale sphéroïde à trois degrés de liberté (**Figure I.14**), permettant de porter le poids du corps et d'absorber les chocs lors de la marche (Lepoutre, 2008).

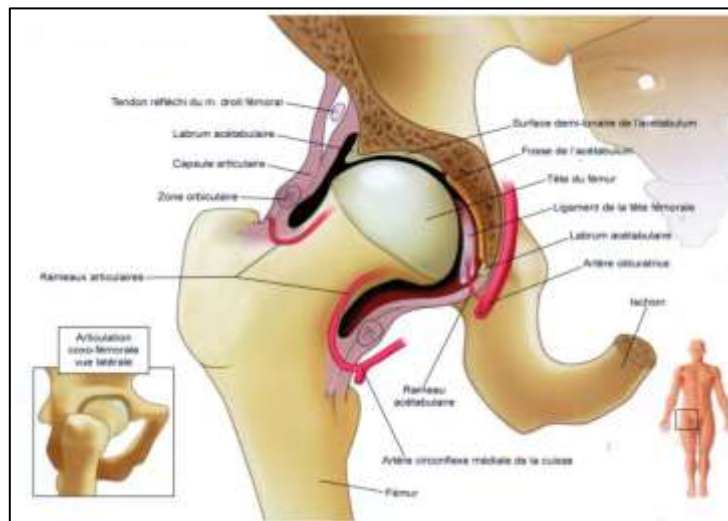


Figure I.14 : Vue antérieure de l'articulation coxo-fémorale (d'après Netter, 2014).

L'articulation du genou est une articulation synoviale complexe composée de trois compartiments (**Figure I.15**) : fémoro-tibiale latérale, fémoro-tibiale médiale et fémoro-patellaire (Martin & Vicari, 2004). L'ensemble de ces articulations permet de soutenir le poids du corps et de verrouiller le genou lors de la PA (Lafortune et al., 1992).

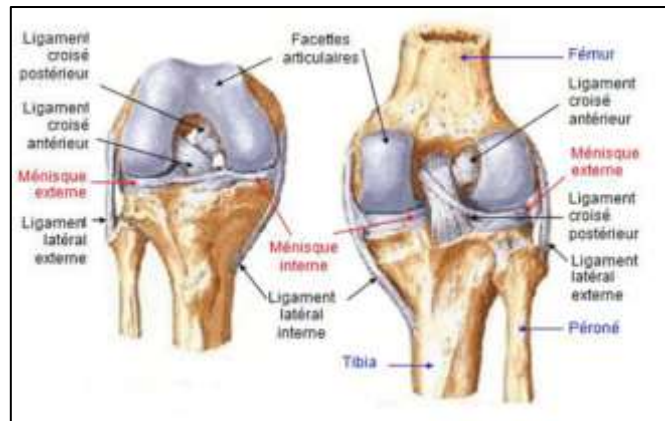


Figure I.15 : Vue de face (à gauche) et postérieures (à droite) de l'articulation du genou (*d'après Netter, 2014*).

L'articulation talo-crurale (articulation de la cheville) est une articulation synoviale de type ginglyme, mobilisant la fibula, le tibia et le talus (**Figure I.16**) (Martin & Vicari, 2004; Netter, 2014). Pour une marche normale, il est nécessaire de disposer de 10 à 15° de flexion dorsale et de 15 à 20° de flexion plantaire (Gasq et al., 2012). Durant la PA, la cheville arrive au sol à angle droit, puis le choc du talon va provoquer une première flexion de la cheville suivie d'une flexion dorsale qui accompagne l'avancée tibiale (10 à 15% du cycle) (Lepoutre, 2008). La levée du talon fait passer la cheville d'une flexion dorsale à une flexion plantaire (10 à 20% du cycle). Enfin, durant la PO, la cheville revient en position neutre pour le prochain contact au sol (Gasq et al., 2012).

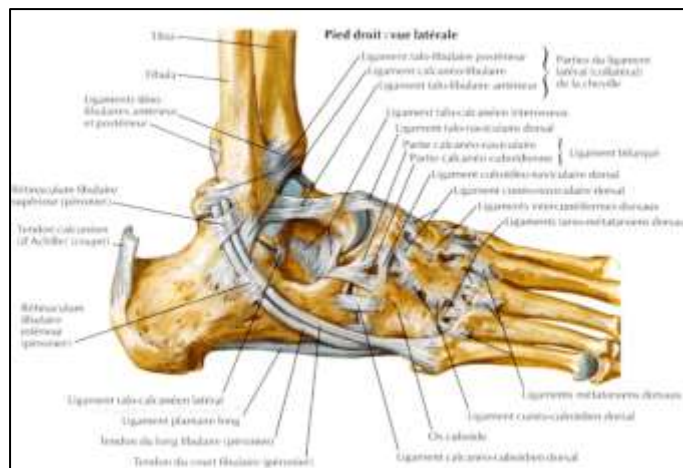


Figure I.16 : Vue latérale de l'articulation de la cheville (*d'après Netter, 2014*).

L'articulation du tarse est composée de deux articulations : l'articulation talo-naviculaire et l'articulation accanééo-cuoidienne (Netter, 2011). Elles sont le siège de faibles mouvements de glissement qui démultiplient les contraintes subies par le pied lors de son contact avec le sol, tout en assurant sa souplesse (Kobayashi et al., 2017).

3.3.2.2. Système musculaire mis en jeu pendant la marche

L'activité de la marche implique des effecteurs musculaires ayant pour mission la réalisation des répétitions rythmiques du patron moteur. Au niveau des membres inférieurs, cinq muscles ou groupes musculaires sont impliqués (Miller, 2007) (**Figure I.17**).

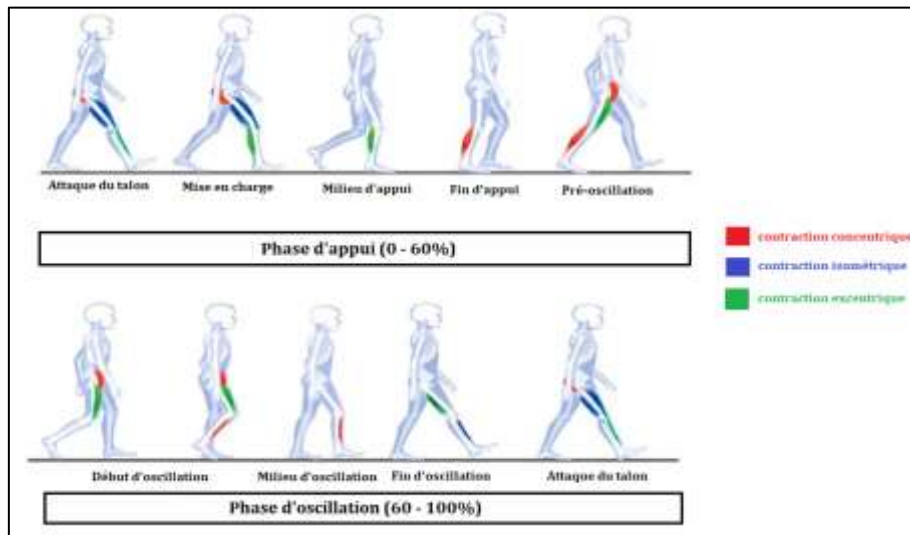
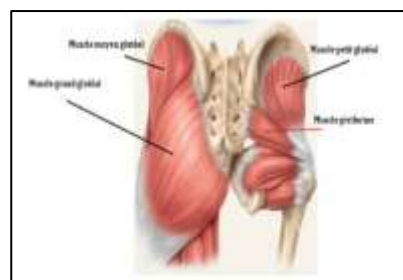


Figure I.17 : Représentation des actions musculaires et de leurs régimes de contraction lors de la phase d'appui et d'oscillation d'un cycle de marche (d'après Miller, 2007).

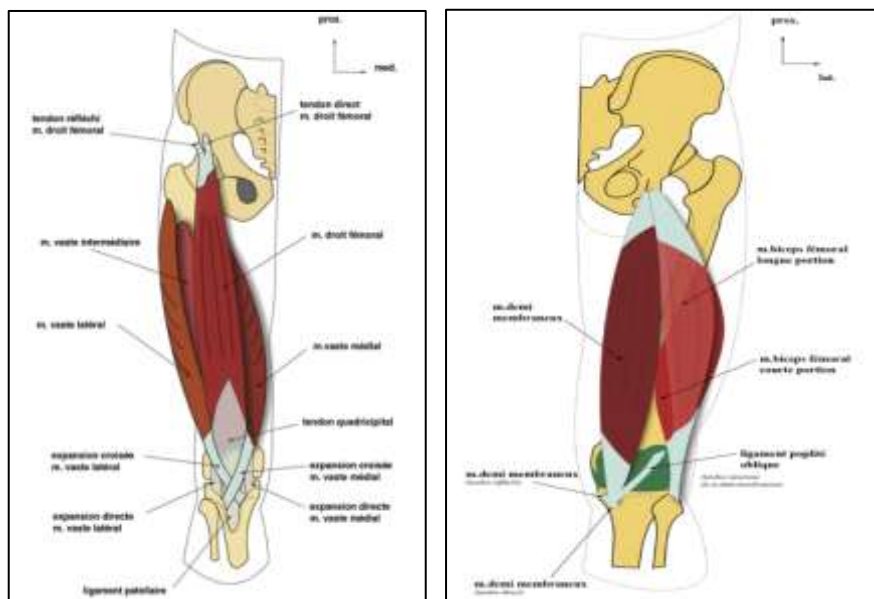
Le moyen fessier aussi appelé moyen glutéal (GMed), il est le deuxième plus grand des trois muscles du fessier (Marieb & Hoehn, 2013) (**Figure I.18**). C'est un muscle en forme d'éventail, situé sur la face latérale de la fesse supérieure sous la crête iliaque (Martin & Vicari, 2004). Durant la marche, il permet de verrouiller la hanche et le bassin lors de la phase de simple appui du cycle (Palastanga & Soames, 2012). Durant cette phase, le bassin du côté de la jambe en appui a tendance à chuter vers le membre inférieur oscillant. Le moyen fessier assure alors le maintien et la stabilisation du bassin, empêchant sa chute et permet au membre oscillant de se déplacer vers l'avant pour effectuer un pas (Barton et al., 2013).



I.18 : Anatomie des muscles fessiers (D'après Vanputte, 2013).

Le Quadriceps est un groupe musculaire volumineux localisé au niveau de la face antérieure de la cuisse. Il est composé de quatre muscles (**Figure I.19**) : le droit fémoral (RF), le vaste latéral (VL), le vaste médial (VM) et le vaste intermédiaire (VIM) (Martin & Vicari, 2004; Netter et al., 2002). L'ensemble de ces muscles se rejoignent et prennent fin par le tendon quadricipital qui s'insère sur la patella par le ligament patellaire qui se rattache à la tubérosité antérieure au niveau du tibia. Son action principale est l'extension du genou pendant la PA (Prakriti & Thurmon, 2009).

Les Ischio-jambiers constituent un groupe musculaire localisé au niveau de la face postérieure de la cuisse. Ils sont constitués de trois muscles : le biceps fémoral (BF), le semi-tendineux et le semi-membraneux. Durant la PA, ce groupe musculaire assure une légère flexion, tout d'abord pour amortir le choc du pied lors de l'attaque du talon, puis pour assurer la stabilité. Durant la PO, ce groupe musculaire assure la flexion du genou pendant que le membre oscillant continue sa progression vers l'avant (Delp et al., 1996).



I.19 : Anatomie des muscles de la cuisse, quadriceps (à gauche) et ischio-jambiers (à droite) (d'après laboratoire d'anatomie, Faculté de médecine, Toulouse).

Le jambier antérieur (JA) représente l'un des quatre muscles présents dans la face antérieure de la partie inférieure de la jambe (**Figure I.20**). Il s'insère sur le condyle latéral et sur les deux tiers supérieurs de la face externe du tibia, sur la partie adjacente de la membrane interosseuse et sur la face profonde de l'aponévrose jambière superficielle (Martin & Vicari, 2004; Netter, 2014). Il prend fin sur le bord médial de l'os cunéiforme et sur le premier métatarsien (Artner, 2002). Le jambier antérieur assure la flexion dorsale du

ped et il participe à son inversion durant la PA. Lors de la PO, il relève la pointe du pied pour empêcher sa chute (Kim et al., 2012).

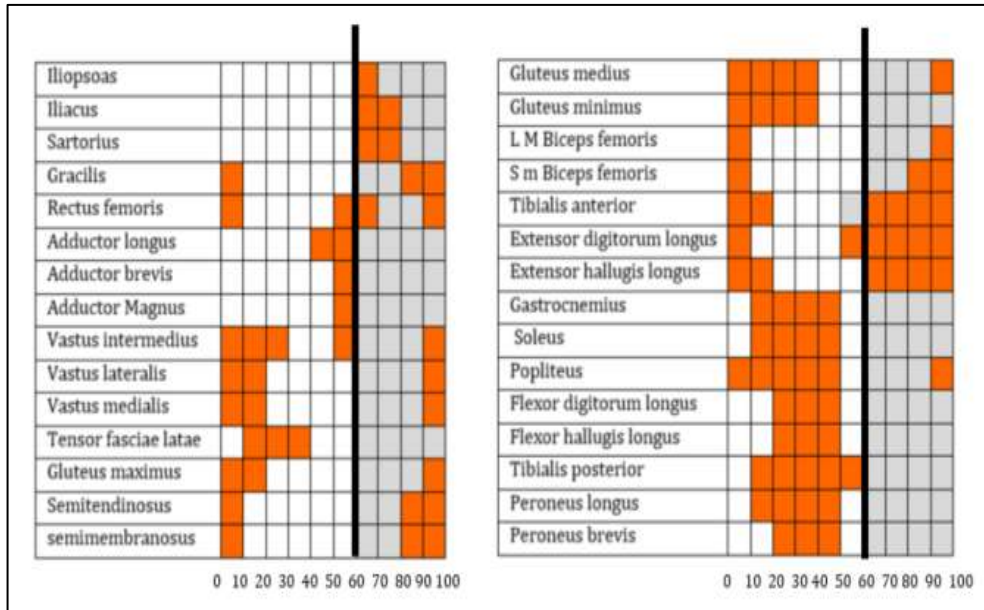
Le triceps sural, ce groupe musculaire (**Figure I.20**) est localisé au niveau de la face postérieure superficielle de la partie inférieure de la jambe (Coales, 2000; Hoehn & Marieb, 2016). Il est composé de trois faisceaux musculaires : le muscle gastrocnémien qui est divisé en deux, en un chef médial (GM) et en un chef latéral (GL), présentant la partie superficielle du triceps sural, puis, le muscle soléaire (SOL), présentant la partie profonde.



I.20 : Vues antérieure et latérale des muscles de la jambe (*d'après Netter, 2014*).

Dans leur partie proximale, les GM s'insèrent au-dessus des condyles fémoraux sur les tubercules supra-condyliques et sur les coques condyliennes (Marieb & Hoehn, 2013). Le soléaire s'insère sur la tête de la fibula, sur le bord médial du tibia et sur une arcade fibreuse entre ces deux insertions. Les terminaisons distales de ces trois muscles se réunissent pour former un tendon épais (tendon d'Achille) qui s'insère au niveau de la tubérosité calcanéenne (Netter, 2014). Le triceps sural est un fléchisseur plantaire permettant la stabilisation du pied durant la phase de simple appui, qui assure également la propulsion du corps vers l'avant durant la PA (Murray et al., 1978).

Comme indiqué dans la **Figure I.21**, il existe une chronologie précise des moments d'activation des différents muscles des membres inférieurs au cours d'un cycle de marche.



Les cases colorées en orange représentent les périodes d'activation des muscles lors des deux phases du cycle de la marche ; la phase d'appui de 0 à 60% et la phase oscillante de 60 à 100%.

Figure I.21 : Représentation de l'activation musculaire lors d'un cycle de marche (d'après Sutherland, 2001).

Dès le début du cycle, les activités synergiques du RF, du VL, du Gluteus Maximus (GMax) et du JA vont permettre d'absorber le choc induit par l'attaque du talon (*i.e.*, pose du pied au sol). Puis, le GM et GL et le SOL prennent le relais pour stabiliser le pied au sol durant la phase de simple appui et propulser le corps vers l'avant (Sutherland, 2001). Les activités du RF, et du JA se prolongent durant la PO pour faire lever le pied (Sutherland, 2002) (Miller, 2007). Comparées aux muscles précités, les activités des autres muscles apparaissent secondaires dans le maintien de l'équilibre et de la posture pendant la locomotion.

Chapitre II : Vieillessement

'Ce chapitre concerne la revue des connaissances actuelles autour des effets du vieillissement sur l'équilibre statique et la marche.

En premier lieu, nous nous intéresserons aux effets du vieillissement sur les systèmes impliqués dans la régulation posturale, afin de mieux comprendre ses conséquences sur la motricité.

Ces conséquences, seront ensuite illustrées par des études qui caractérisent les troubles de l'équilibre et de la marche chez les personnes âgées.'

Sommaire

1. Définition -----	40
2. Modes de vieillissement -----	40
3. Effets du vieillissement sur les systèmes de régulation de l'équilibre et de la marche ---	41
3.1. Vieillessement des récepteurs sensoriels -----	41
3.2. Vieillessement du SNC : centre d'intégration -----	43
3.3. Vieillessement du système musculaire -----	43
4. Conséquences sur l'équilibre statique et la marche -----	50
4.1. Conséquences sur l'équilibre statique-----	50
4.2. Conséquences sur la marche -----	56

1. Définition

Du point de vue biologique, l'OMS⁶ (2018) définit le vieillissement comme le « *produit de l'accumulation d'un vaste éventail de dommages moléculaires au fil du temps [qui] entraîne une dégradation progressive des capacités physiques et mentales, une majoration du risque de maladie et enfin, le décès* ». Il s'agit d'un processus naturel associé à la détérioration de la plupart des systèmes physiologiques, entraînant un déclin du statut fonctionnel de la personne (Jeandel & Vuillemin, 2000). Les facteurs qui le caractérisent peuvent être d'origines génétique (*i.e.*, le vieillissement intrinsèque) et environnementale (*i.e.*, le vieillissement extrinsèque).

Aujourd'hui, le seuil de 65 ans a été retenu pour identifier la population des personnes âgées (OMS, 2018). Toutefois, parce que le vieillissement étant un phénomène progressif, c'est surtout après 75 ans (population support de nos travaux) que la personne âgée va être plus particulièrement concernée par le risque de chute. Une personne sera considérée comme « *chuteuse* » si elle est victime d'au moins deux chutes durant une période de 12 mois (HAS, 2007).

2. Modes de vieillissement

Les effets du vieillissement dépendent directement de l'histoire de vie de la personne, entraînant une grande variabilité interindividuelle des effets recensés.

Dans un souci de « *classification* », l'HAS (2005) a réparti les personnes âgées en trois catégories (indépendantes, fragiles et dépendantes) sur la base de leur autonomie et de leurs limites fonctionnelles. En s'appuyant sur un ensemble de déterminants démographiques, économiques, médicaux et sociologiques, elle a également dégagé trois modalités évolutives de vieillissement : « *réussi* », « *usuel* » et « *pathologique* » (Rowe & Kahn, 2000; Strawbridge et al., 2002).

Un vieillissement « *réussi* » est associé à une faible incapacité et à l'absence de pathologie. Les personnes sont généralement autonomes et maintiennent une grande partie de leurs capacités fonctionnelles afin de réaliser leurs activités quotidiennes avec aisance (Strawbridge et al., 2002). Cette catégorie représente 65 à 70% des personnes âgées (HAS, 2007).

Un vieillissement « *usuel* » se caractérise par une diminution des capacités physiologiques qui induit des incapacités, des chutes, des hospitalisations voire l'entrée en

⁶OMS : Organisation Mondiale de la Santé

institution. Il comprend tous les risques de décompensations amenant à la perte d'autonomie. Cette catégorie représente 15 à 25% des personnes âgées (Vellas et al., 2000).

Un vieillissement « *pathologique* » est associé à de nombreuses maladies d'ordres cognitif, chronique, cardiovasculaire et/ou fonctionnel. Les personnes âgées présentent une grande dépendance liée aux limites fonctionnelles imposées par les effets combinés de l'âge et de la maladie. Cette catégorie rassemble 5% des personnes âgées (HAS, 2017) qui encourent alors un risque de chute très élevé (Tinetti, 1986).

En France, la grille AGGIR (Autonomie Gérontologique Groupe Iso-Ressources) est l'outil national utilisé pour évaluer le degré de dépendance des personnes âgées, mais aussi pour définir l'obtention d'allocation personnalisée d'autonomie attribuée aux personnes âgées de plus de 60 ans. A partir de cette grille d'évaluation, six groupes de GIR sont définis ; allant de GIR 1, personne en totale dépendance, à GIR 6 équivalent à une personne en complète autonomie.

En général, les personnes vivant à domicile ont une bonne autonomie qui leur permet de réaliser aisément leurs activités quotidiennes, notamment en rencontrant peu ou pas de difficultés. A contrario, les personnes institutionnalisées présentent une diminution des capacités physiologiques entraînant des incapacités fonctionnelles et un risque de chute très élevé, et donc souvent un vieillissement usuel ou pathologique. C'est cette population qui constitue le centre d'intérêt de ce travail de thèse de doctorat.

3. Effets du vieillissement sur les systèmes de régulation de l'équilibre et de la marche

Comme nous l'avons expliqué précédemment (*cf.*, chapitre I), la régulation de l'équilibre et de la marche dépend de l'efficacité des récepteurs sensoriels, de la capacité d'intégration des informations par le SNC et de la performance du système effecteur musculaire. Or, le vieillissement est associé à des modifications plus au moins progressives de certaines structures sensorielles, nerveuses et neuromusculaires (Albertsen & Temprado, 2011) susceptibles d'affecter le contrôle postural statique comme dynamique, notamment pendant la marche (Jeandel & Vuillemin, 2000), et par conséquent, d'augmenter le risque de chute chez les personnes âgées (Vandervoort, 2002; Vellas et al., 2000).

3.1. Vieillessement des récepteurs sensoriels

Comme évoqué précédemment, les récepteurs sensoriels sont responsables de la détection de toute sensation ou toute variation physiologique. Ils fournissent la base d'informations

provenant du corps et de l'environnement nécessaire à la régulation de l'équilibre statique et dynamique (Berthoz, 1997; Houles et al., 2010; Kubicki et al., 2017; Le Goïc, 2013; Bouisset & Maton, 1999). Une défaillance à ce niveau, comme observée chez les personnes âgées, pourrait réduire la qualité et/ou la quantité des informations nécessaires pour réguler et ajuster l'équilibre pendant les perturbations extrinsèques (Costill et al., 2013; Donoghue et al., 1996; Kennedy & Inglis, 2002; Wu & Madigan, 2014).

Avec le vieillissement, toutes les zones du **champ visuel** présentent une nette diminution de leur largeur (Lord & Menz, 2000). Le champ visuel d'un adulte sain de 24 ans se caractérise par une ouverture de 70° par rapport au point central regardé. En revanche, celui d'une personne âgée de 75 ans est limité à 25°. De plus, la capacité de la pupille à se contracter (ou myosis) diminue de 35 à 42% entre 20 et 60 ans (Ivers et al., 1998). Cela provoque, après 60 ans, une diminution de la quantité de lumière et d'informations visuelles arrivant sur la rétine. Cette dégradation visuelle liée à l'âge entraîne une diminution de la perception des déplacements et de la sensibilité aux contrastes, parfois même une diminution de la perception des couleurs, parfois aggravée par une opacification du cristallin (Menant et al., 2010).

L'avancée de l'âge s'accompagne, également, d'altérations au niveau du **système vestibulaire**. Les dégradations liées à l'âge affectent principalement les récepteurs sensoriels au niveau de l'oreille interne, et ont pour effet une perturbation des influences vestibulo-spinales responsables de l'activation des muscles antigravitaires (Borel et al., 2008; Curthoys, 2000; Lacour et al., 2009; Roth, 2015). Même si elles ne jouent pas un rôle direct, ces altérations diminuent les capacités de la personne à résoudre des conflits sensoriels (Kubicki et al., 2017).

Enfin, le vieillissement entraîne un amincissement et une sécheresse de la peau diminuant la **sensibilité cutanée** aux stimulations et ralentissant ses réactions face aux excitations proprioceptives (Puisieux, 2002). Au niveau articulaire, Albertsen & Temprado (2011) ont mis en évidence une moindre sensibilité aux vibrations du genou et des sensations de perception de sa position. Au niveau des pieds, des troubles de la sensibilité tactile liés à une mauvaise circulation du sang sont aussi observés (Kubicki, 2016; Proske & Gandevia, 2012). Les récepteurs musculo-tendineux et articulaires de la sensibilité profonde deviennent moins nombreux avec l'avancée de l'âge (Kubicki et al., 2017), ce qui entraîne une diminution de la quantité des informations nécessaires pendant la régulation de la posture par réflexe (Liu et al., 1995).

Le **Tableau II.1** illustre les différentes altérations des systèmes sensoriels, susceptibles d'apparaître avec l'avancée de l'âge et leurs rôles dans la régulation de l'équilibre.

Tableau II.1 : Contributions sensorielles au maintien de l'équilibre et altérations au cours du vieillissement (*Inserm, 2015*).

Systemes sensoriels	Capteurs	Participation au maintien de l'équilibre	Altérations
Visuel	Rétine	Acuité visuelle	↓
	Muscles oculomoteurs	Sensibilité aux contrastes	↓
		Perception de la profondeur	↓
		Perception des objets dans l'environnement	↓
		Perception du mouvement dans l'environnement	↓
Vestibulaire	Oreille interne	Orientation de la tête	Oui
		Perception du mouvement de la tête	↓
		Stabilisation de la tête et du corps	↓
		Stabilisation des images sur la rétine	↓
Proprioceptifs	Muscles	Orientation des segments corporels entre eux	↓
		Perception de la position des articulations	↓
	Tendons	Perception des mouvements du corps	↓
	Articulations	Perception du contact avec le sol	↓
	Peau	Sensibilité tactile	↓

3.2. Vieillessement du SNC : centre d'intégration

Le vieillissement est associé à de nombreuses modifications neuropathologiques et neurobiologiques du SNC (Spirduso et al., 2005). Celles-ci se traduisent par une atrophie des structures cérébrales (*e.g.*, tronc cérébral, cervelet, aires corticales), affectant la capacité à réaliser certaines tâches cognitives et sensorimotrices, tels que les processus attentionnels inhibiteurs (*i.e.*, diminution de la capacité à réaliser de tri sélectif d'informations) (Bruce et al., 2007), la flexibilité (*i.e.*, capacité à déplacer rapidement son attention entre deux tâches) et la gestion des double-tâches (*i.e.*, capacités à réaliser simultanément deux tâches en même temps) (Spirduso et al., 2005).

3.3. Vieillessement du système musculaire

3.3.1. Effets sur la fonction musculaire

Avec l'âge, la masse musculaire diminue progressivement (Albinet et al., 2006; Auvinet et al., 2003; Vandervoort, 2002). Ce phénomène appelé « *sarcopénie* », est de l'ordre de 5% entre 24 et 50 ans, de 30 à 40% entre 50 ans et 80 ans (Aniansson et al., 1992; Lexell et al.,

1988). Elle est considérée comme le principal phénomène responsable du déclin musculaire (Baumgartner et al., 2004a; Spirduso et al., 2005; Vandervoort, 2002). Baumgartner et al., (1998) ont défini la sarcopénie comme étant la diminution d'au moins deux écarts-types du ratio de la masse musculaire et de la taille de l'individu au carré, par rapport à une population de référence âgée d'environ 30 ans. A partir de ce ratio, Vellas et al., (2000) ont montré que la prévalence de la sarcopénie peut atteindre 24% chez les personnes âgées de moins de 70 ans et plus de 50% pour celles âgées de plus de 80 ans.

La sarcopénie est la résultante de multiples facteurs (**Figure II.1**) qui contribuent, à des degrés variés, à la perte de la masse (Vandervoort, 2002; Walrand et al., 2011).

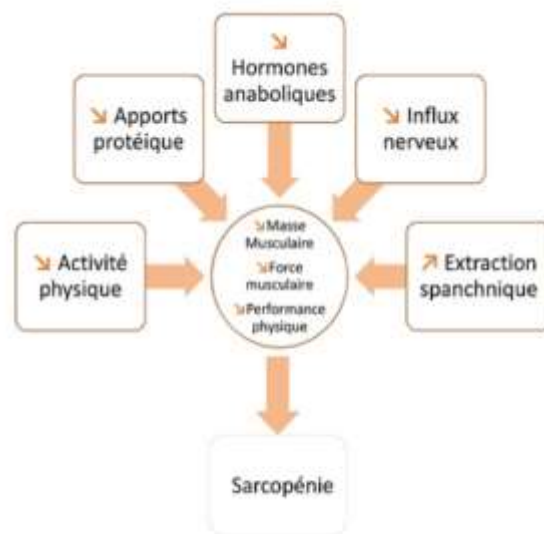


Figure II.1 : Représentation des multiples facteurs à l'origine du phénomène de la sarcopénie (*d'après Vandervoort, 2002*).

La sarcopénie va aussi avoir des conséquences négatives sur les propriétés musculaires telles que la contractilité, l'excitabilité ou encore l'élasticité (Spirduso et al., 2005) réduisant la capacité du muscle (système musculaire) à produire de la force (dynapénie).

3.3.1.1. Effets sur la masse et la structure musculaire

A partir de 50 ans, la perte moyenne de la masse musculaire est estimée de 1 à 2% par an chez les individus, en fonction du groupe musculaire et de leur niveau d'activité physique (Duchateau et al., 2014). Les personnes âgées de plus de 80 ans voient en moyenne leur masse musculaire diminuer de 30% par rapport à celle qu'ils avaient à l'âge de 50 ans. Cette perte de masse musculaire s'accompagne d'une réduction du nombre de fibres musculaires, estimée à environ 40% entre 20 et 80 ans (Lexell et al., 1986). Cette atrophie est davantage marquée pour les fibres musculaires rapides de type II, à contraction rapide et peu résistantes à la fatigue,

comparativement aux fibres lentes de types I, caractérisées par une vitesse de contraction lente mais une bonne résistance à la fatigue (Porter et al., 1995) (**Figure II.2**).

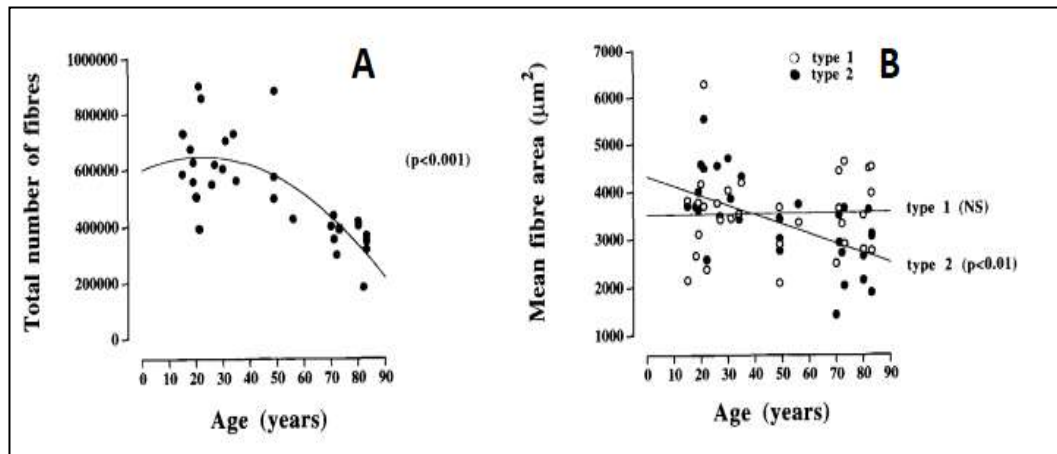


Figure II.2 : Relation entre l'âge et le nombre total de fibres musculaires (A), et, relation entre l'âge et les moyennes des surfaces des fibres de type I et de type II (B) (d'après Porter et al., 1995).

Pour plusieurs auteurs, l'atrophie musculaire touche principalement les membres inférieurs, où se concentre la majorité de notre musculature (Lexell et al., 1986; Macintosh, 1993). De plus, Tzankoff & Norris (1977) ont montré que la perte de surface de section transversale du quadriceps peut atteindre 30% entre 60 et 80 ans. Toutefois, la perte de masse musculaire ne provoque pas nécessairement une perte du volume ou de la masse corporelle globale. En effet, la perte de la masse maigre est souvent compensée par une augmentation de la masse grasse intra-tissulaire et corporelle (Kent Braun et al., 1999; Janssen et al., 2000).

En comparant les architectures musculaires d'un sujet sain, d'un sujet âgé inactif et d'un sujet âgé actif via des scanographie des coupes transversales de la cuisse (**Figure II.3**), McLeod et al., (2016) ont montré qu'avec l'âge, le changement de la composition corporelle se manifeste par une augmentation de la masse grasse (zones claires) et une diminution de la masse musculaire (zones foncées) (**Figure II.3A vs II.3B**). De plus, parce que le maintien d'un certain niveau d'activité physique (**figure II.3B vs II.3C**) diminue l'accumulation de tissu adipeux, ces résultats mettent en évidence l'effet protecteur de l'activité physique et de la lutte contre la sédentarité sur le déclin du système musculaire.

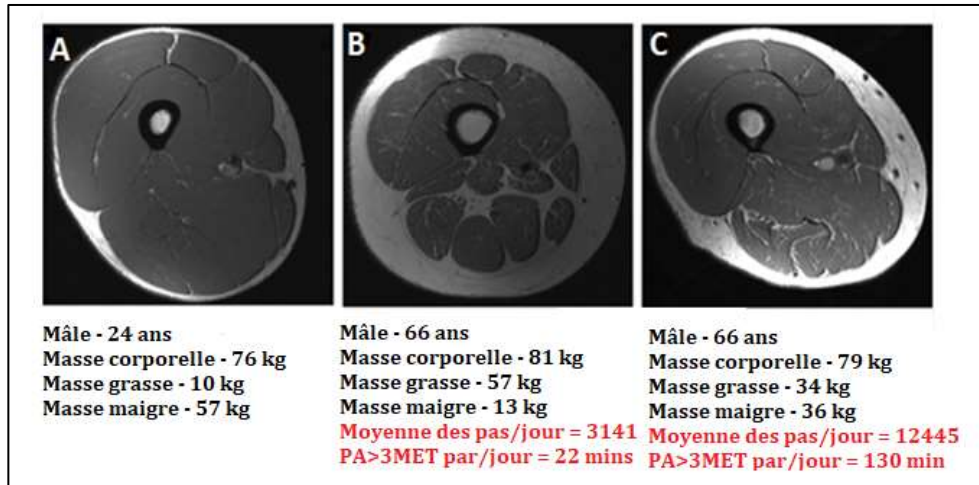
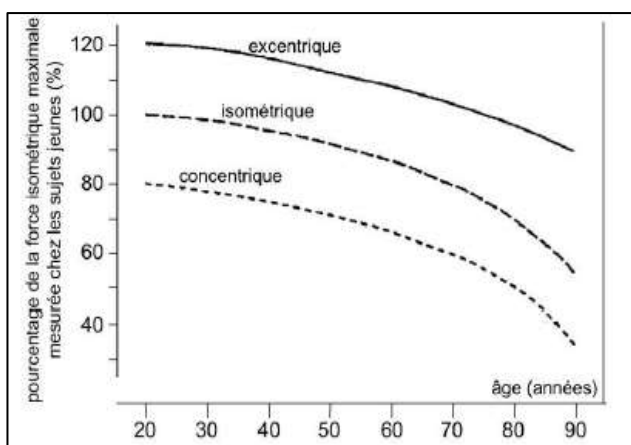


Figure II.3 : Images IRM d'une coupe transversale de la cuisse montrant l'architecture musculaire d'un jeune sujet sain (A), d'une personne âgée inactive (B) et d'une personne âgée active (C) (d'après McLeod et al., 2016).

3.3.1.2. Effets sur la force musculaire

Le vieillissement entraîne une diminution de la capacité à produire de la force, plus précoce et plus rapide que celle de la masse musculaire (Macaluso & De Vito, 2004). En effet, la force maximale décline clairement après 60 ans (Duchateau et al., 2014; Vandervoort, 2002). Ce déclin est plus précoce pour les membres supérieurs que pour les membres inférieurs (Bemben et al., 1991).

La perte de force est observée pour les trois régimes de contraction (**Figure II.4**) : isométrique (Bento et al., 2010), concentrique (Narici et al., 2005) et excentrique (Vandervoort, 2002).



Excentrique : allongement du muscle au cours de la contraction.

Isométrique : pas de modification de la longueur du muscle.

Concentrique : raccourcissement du muscle au cours de la contraction.

Figure II.4 : Effet de l'âge sur la capacité de production de la force selon différents modes de contraction (d'après Vandervoort, 2002).

3.3.1.3. Effets sur la vitesse de contraction

Dès l'âge de 20 ans, la vitesse de contraction diminue progressivement avec l'avancée en âge (Vandervoort & McComas, 1986). Parce que cette diminution touche plutôt les fibres de type II que celles de type I (Thompson, 2002), avec une atteinte plus marquée au niveau des groupes musculaires des membres inférieurs que ceux des membres supérieurs (D'Antona et al., 2003). Ces altérations pourraient être expliquées, soit par une augmentation de la compliance de l'unité musculotendineuse, soit par une altération du processus « *excitation-contraction* » du muscle avec l'âge, ou par un ralentissement du mécanisme de relaxation musculaire, permettant de déclencher les nouvelles contractions.

3.3.1.4. Effets sur la puissance musculaire

Une diminution de la force et/ou la vitesse de contraction musculaire peut influencer négativement la capacité de production de la puissance. Les études traitant de la caractérisation de ce paramètre sont moins nombreuses que celles s'intéressant à la force car les sujets âgés présentent un état de fragilité qui ne leur permet pas de réaliser des efforts maximaux sans risques de blessures (Cléménçon et al., 2008; Kostka, 2005; Raj et al., 2010). Toutes indiquent, cependant, que la perte de puissance est deux fois plus importante que celle de la force (Macaluso & De Vito, 2004; Raj et al., 2010) (**Figure II.5**).

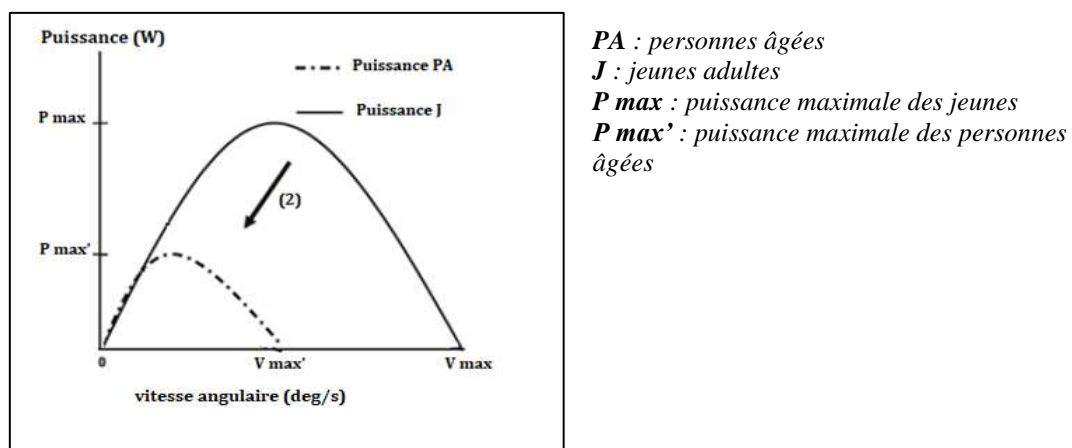


Figure II.5 : Effet de l'âge sur la capacité de production de la puissance maximale (d'après Raj et al., 2010).

3.3.2. Effets sur la fonction neuromusculaire

Le vieillissement est associé à une perte de la force et de la puissance musculaire, causées non seulement par une réduction de la masse musculaire mais aussi par une perte de la masse musculaire excitable (*i.e.*, quantité de muscle active), diminuant l'efficacité du système

neuromusculaire (Galea, 1996; Macaluso & De Vito, 2004). Pour Duchateau et al., (2014), la diminution de la capacité neuromusculaire est liée à des altérations supraspinales et spinales (*i.e.*, la défaillance de l'activation nerveuse) et à des altérations musculaires (*i.e.*, la dégradation de la structure et les propriétés musculaires et la diminution des capacités de transmission de la force) (**Figure II.6**).

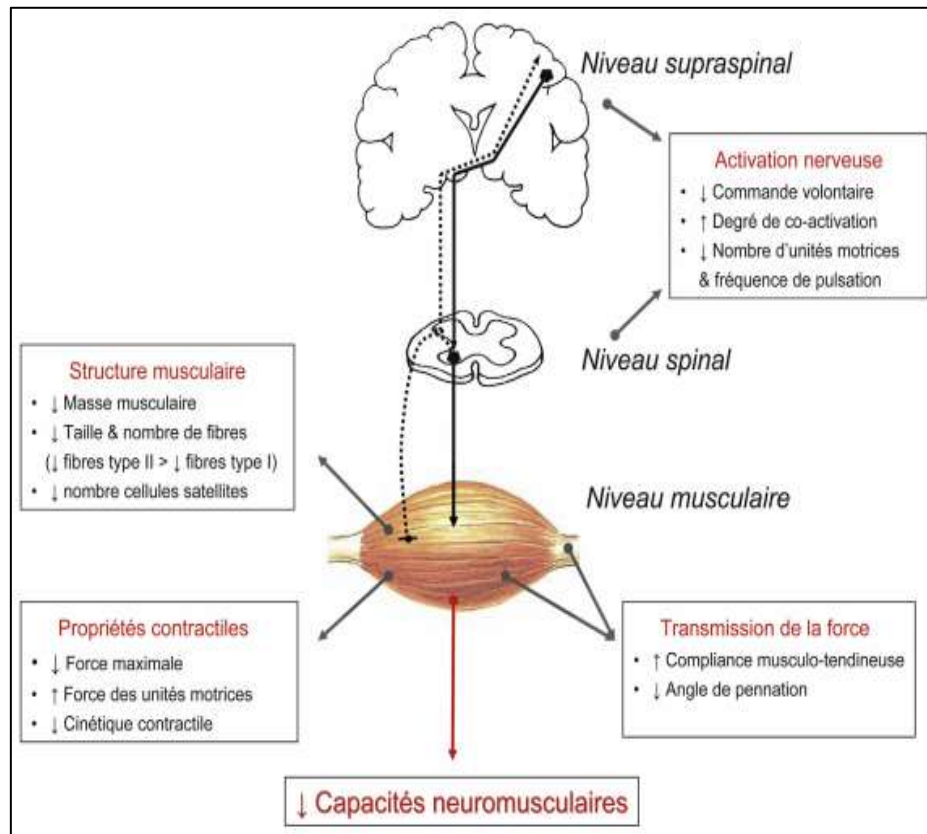
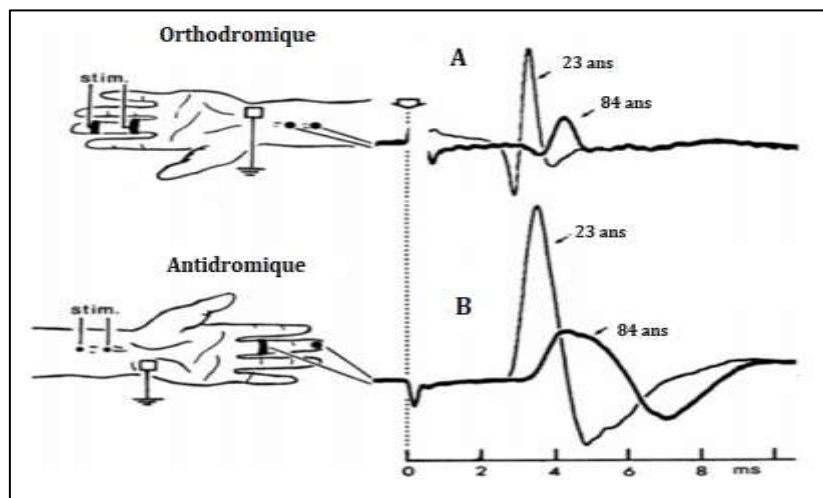


Figure II.6 : Contribution des facteurs musculaires et nerveux dans la diminution de la capacité neuromusculaire responsable de la diminution de la force et de la puissance musculaire chez les personnes âgées (*d'après Duchateau et al., 2014*).

Le vieillissement provoque une atrophie des neurones conduisant à une réduction du nombre de synapses, d'axones et de dendrites (Geoffroy et al., 2016) entraînant à leur tour, une diminution de la qualité de conduction de l'influx nerveux (Bruce et al., 2007). A cela s'ajoute une diminution du nombre des unités motrices consécutive à une perte accrue du nombre de fibres musculaires (Edström et al., 2007). Ces phénomènes conduisent à la dégénérescence d'unités motrices, entraînent, par compensation, un regroupement des fibres musculaires au profit de celles de type I (Duchateau et al., 2014; Rolland & Vellas, 2009) et à un remodelage caractérisé par une augmentation de la taille des unités motrices, avec apparition d'unités « géantes » (Klass, 2005).

La perte de l'efficacité motrice aboutit à un déficit d'élaboration de réponses motrices adaptées (Chéron & Bengoetxea, 2006; Duchateau et al., 2014). En effet, après un enregistrement des potentiels d'action induits par des stimulations appliquées au niveau des nerfs digitaux des majeurs et du nerf médian du poignet, Chéron & Bengoetxea (2006) ont observé un allongement du temps de latence (*i.e.*, temps entre la stimulation et la réponse) et une diminution des potentiels orthodromiques (*i.e.*, potentiels d'actions véhiculés vers les muscles) et antidromiques (*i.e.*, potentiels d'actions véhiculés vers la moelle épinière) chez un sujet de 84 ans comparativement à une personne de 23 ans (**Figure II.7**).



En A, les potentiels d'action sont enregistrés au niveau du nerf médian du poignet.
En B, les potentiels d'actions sont enregistrés au niveau des nerfs digitaux du majeur.

Figure II.7 : Potentiels orthodromiques (A) et antidromiques (B) lors d'une stimulation sur des sujets jeunes et âgés (d'après Chéron & Bengoetxea, 2006).

D'autres auteurs ont montré une augmentation de l'activation musculaire après une stimulation électrique durant une contraction volontaire maximale, suggérant que les personnes âgées ne sont pas en mesure d'activer de façon maximale le groupe musculaire en question. La diminution de la production de la force serait alors la conséquence d'une activation incomplète des muscles agonistes (*i.e.*, les muscles principalement impliqués dans la production d'un mouvement considéré par opposition à des muscles antagonistes qui eux ne le produisent pas) par le SNC (Morse et al., 2004; Stevens et al., 2003), attribué à un recrutement inefficace et/ou d'une fréquence de décharge sous-optimale des unités motrices (Herbert & Gandevia, 1999).

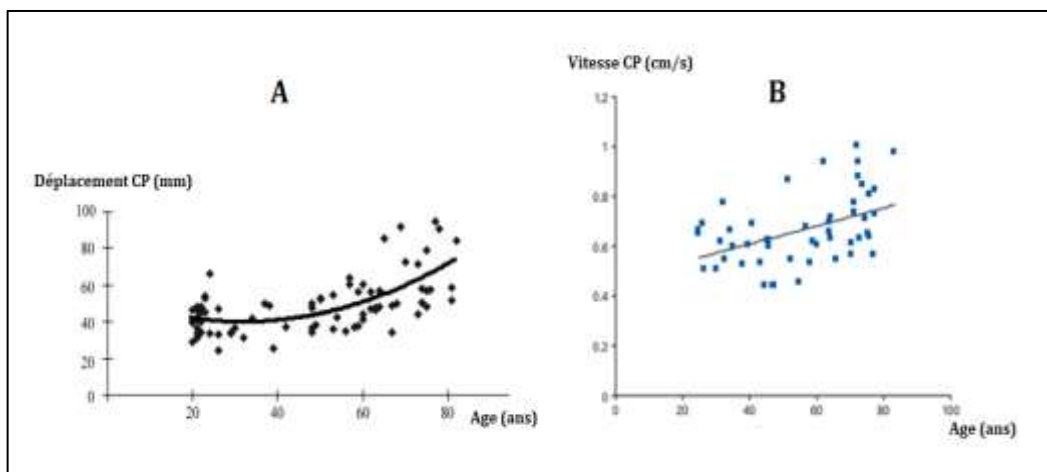
La diminution de la capacité de production de la force peut aussi être expliquée par une modification des coactivations musculaires (*i.e.*, l'activation concomitante du muscle agoniste et antagoniste) (Laughton et al., 2003; Nagai et al., 2013). En effet, plusieurs études ont montré que la coactivation augmente chez les personnes âgées (Klein et al., 2001; Macaluso et al.,

2002), afin de compenser l'insuffisance de l'action de leurs muscles agonistes et d'assurer une meilleure stabilité de l'articulation (Baratta et al., 1988). Cependant, une sur-activation des muscles antagonistes lors de la contraction des muscles agonistes pourrait contribuer au déficit d'activation nerveuse par le mécanisme d'inhibition réciproque (Duchateau et al., 2014). En outre, l'action d'opposition du muscle antagoniste pourrait également limiter la production de la force par les agonistes, diminuant l'efficacité du contrôle postural (Cattagni et al., 2015).

4. Conséquences sur l'équilibre statique et la marche

4.1. Conséquences sur l'équilibre statique

Il est classiquement admis que le contrôle postural, notamment la capacité à contrôler le maintien de la projection orthogonale du CM à l'intérieur du polygone de sustentation, se dégrade avec l'âge et s'accroît à partir de 60 ans (Abrahamová & Hlavacka, 2008; Horak, 2006; Hytönen et al., 1993). A titre d'exemple, Abrahamova & Hlavacka (2008), après avoir effectué la mesure des déplacements du CP dans différentes conditions, ont observé une relation curvilinéaire entre le déplacement du CP et l'âge dans l'axe A-P pour des sujets âgés de 25 à 83 ans (**Figure II.8A**). Ces auteurs ont expliqué cette relation curvilinéaire par le fait que l'augmentation des oscillations posturales s'accroît à partir de 60 ans. Du Pasquier et al., (2003), quant à eux, ont observé que la relation entre l'âge et la vitesse du CP selon l'axe A-P est linéaire (**Figure II.8B**), suggérant que la capacité à maintenir l'équilibre statique se dégrade bel et bien progressivement avec l'avancée de l'âge.

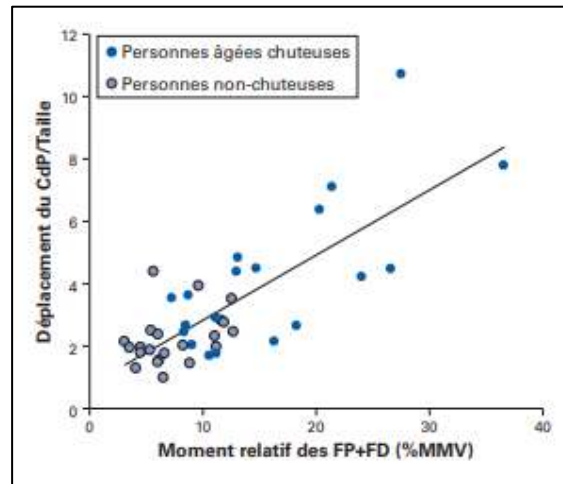


*A : relation curvilinéaire entre le déplacement du CP et l'âge (d'après Abrahamová & Hlavacka 2008).
B : relation linéaire entre la vitesse du CP et l'âge (d'après Du pasquier et al., 2003a).*

Figure II.8 : Relation entre la vitesse, les déplacements du centre de pression et l'âge.

Afin de montrer la contribution de cette dégradation posturale à l'augmentation du risque de chute, plusieurs auteurs ont comparé les paramètres du déplacement du CP de personnes âgées sans antécédents de chute, dites « *personnes âgées non chuteurs* » et de personnes âgées avec antécédents de chute dites « *personnes âgées chuteurs* » (Cattagni et al., 2014; Melzer et al., 2004; Pajala et al., 2008; Scaglioni et al., 2002). Les résultats de ces études sont apparus contradictoires. En effet, certains ne trouvent aucune différence significative entre les deux groupes pour les paramètres posturaux, (surface, longueur et vitesse d'oscillations) (Baloh et al., 1998; Brocklehurst & James- Groom, 1982; Melzer et al., 2004), alors que d'autres observent que ces paramètres sont significativement plus importants chez les chuteurs (Maki et al., 1994; Muir et al., 2012; Pajala et al., 2008). La divergence entre ces résultats pourrait être expliquée par la différence des méthodologies expérimentales et les critères d'inclusion mis en place (Cattagni et al., 2015). En effet, Pajala et al., (2008) ont différencié les sujets âgés chuteurs des non chuteurs au moyen d'un modèle de régression basé sur l'historique des chutes des sujets sur les 12 derniers mois, et ont différencié les chuteurs « à l'extérieur » des chuteurs « à l'intérieur » et des sujets âgés non chuteurs sédentaires et actifs. Melzer et al., (2004) ont, quant à eux, identifié les chuteurs par le fait qu'ils ont chuté au moins deux fois sur les 6 derniers mois, mais ils n'ont pas pris en compte leurs niveaux respectifs d'activité-sédentarité.

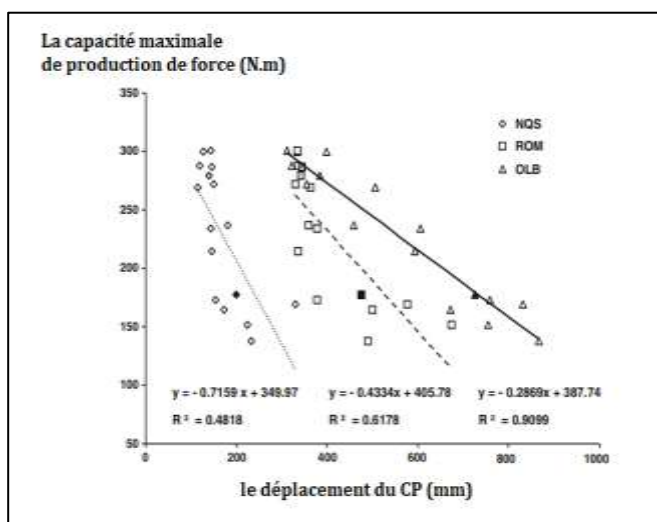
Néanmoins, tous ces auteurs ont mis en lumière que la sollicitation des muscles mobilisateurs de la cheville, permettant le maintien de l'équilibre orthostatique, était plus élevée chez les chuteurs que chez les non chuteurs. De même, Cattagni et al., (2016) ont observé une corrélation positive (**Figure II.9**) entre le déplacement du CP normalisé à la taille et la somme des moments relatifs des muscles mobilisateurs de l'articulation de la cheville (*i.e.*, les fléchisseurs plantaires et dorsaux) chez 42 personnes âgées de 24 à 86 ans, ce qui témoigne de l'existence d'une relation étroite entre la dégradation posturale et la stimulation des muscles mobilisateurs de l'articulation de la cheville.



L'équation de la droite de régression linéaire est : $CdP/taill e = 0,21 (\text{moment relatif des FP} + \text{FD}) + 0,73$; $r = 0,77$; $p < 0,001$

Figure II.9 : Relation linéaire entre les déplacements du centre de pression et la somme des moments relatifs des FP et des FD, exprimés en pourcentage du moment maximal volontaire chez des sujets âgés de 24 à 86 ans (d'après Cattagni et al., 2015).

Une relation linéaire a été également observée entre les capacités maximales de production de la force, au niveau des FP et des FD, et la dégradation des capacités posturales (Billot et al., (2010), par la mise en évidence d'une corrélation négative entre la somme des moments maximaux des muscles mobilisateurs de la cheville et le déplacement du CP, dans différentes conditions posturales (**Figure II.10**).



NQS : position statique yeux ouvert (losange).

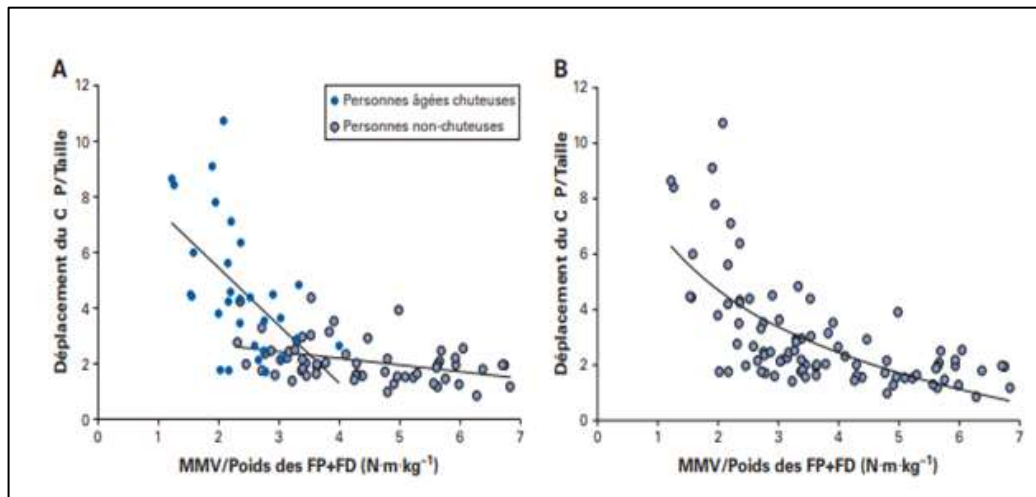
ROM : position tandem, jambe arrière tendue (triangle).

OLB : position tandem, jambe arrière fléchie (carré).

Les symboles colorés représentent la moyenne de chaque condition. Les symboles **gris** pour les jeunes et les **noirs** pour les personnes âgées.

Figure II.10 : Relation entre les déplacements du centre de pression et la capacité maximale de production de la force des FP et des FD chez des sujets âgés de 23 à 84 ans (d'après Billot et al., 2010).

Ceci montre que la dégénérescence neuromusculaire est associée à une instabilité posturale. Ce lien, devient encore plus prégnant lors de la réalisation de tâches complexes, car plus le sujet est soumis à des perturbations posturales, plus la régulation de son activité posturale est dépendante de ces capacités de production de force par les muscles mobilisateurs de l'articulation de la cheville. Plus récemment, Cattagni et al., (2014) ont confirmé cette corrélation négative entre la capacité de production de la force des FP et des FD et le déplacement du CP chez des personnes âgées entre 18 à 87 ans (**Figures II.11A et II.11B**).



A : relation linéaire entre le déplacement du CP normalisé par la taille (CP/Taille) et la somme du moment maximaux volontaires du FP et des FD, normalisé par le poids de corps (MMV/Poids des FP +FD) pour 60 sujets âgés non chuteurs et 30 sujets chuteurs. Les équations des droites de régression linéaire sont les suivantes :

$CP/Taille = -0,24 (MMV/Poids des FP+FD) + 3,14$ ($r=0,40$; $P<0,001$) pour les non-chuteurs.

$CP/Taille = -2,07 (MMV/Poids des FP+FD) + 9,56$ ($r=0,55$; $P<0,001$) pour les chuteurs.

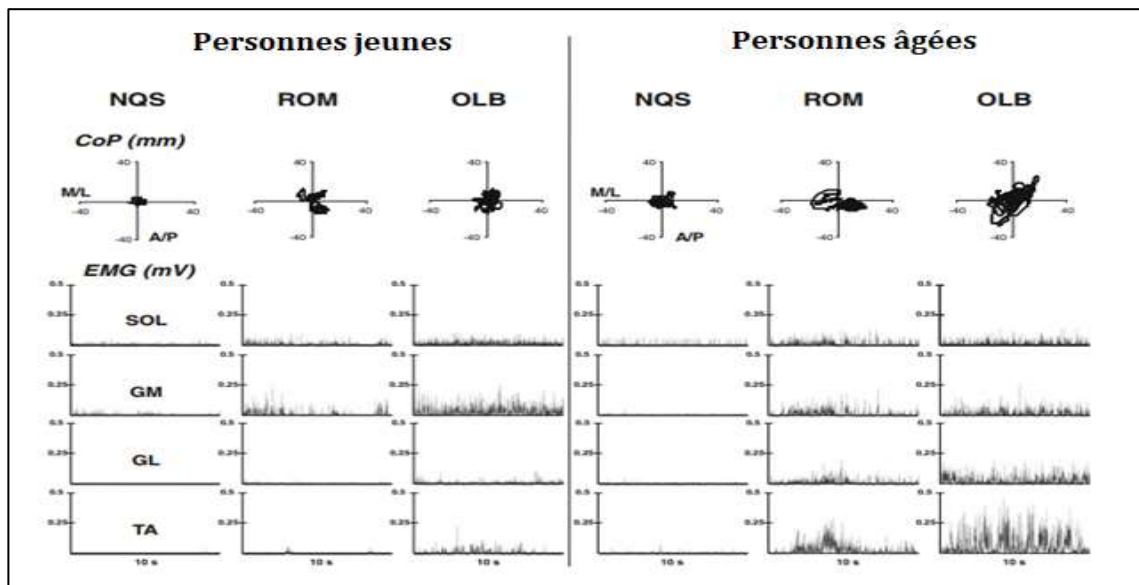
B : relation logarithmique entre le déplacement du CP/Taille et le MMV/Poids des FP et des FD pour toute la population. L'équation de la courbe est la suivante : $CP/Taille = -7,44 \log_{10} (MMV/Poids des FP+FD) + 6,93$ ($r=0,68$; $P<0,001$).

Figure II.11 : Relation entre les déplacements du centre de pression et la capacité maximale de production de la force des FP et des FD chez des sujets âgés (d'après Cattagni et al., 2015).

Dans la même étude, les auteurs ont constaté que 90% des sujets générant un moment de force inférieur à 3,1 Nm/kg étaient des chuteurs et que 85% des sujets dépassant ce seuil étaient des non-chuteurs. Nous pouvons donc suggérer que la capacité de production de force des FP et des FD est un facteur déterminant des troubles de l'équilibre statique chez les personnes âgées. Ainsi, son évaluation pourrait être une piste intéressante pour la détection des personnes âgées ayant un risque élevé de chute.

Plusieurs études ont montré qu'en situation statique l'avancée en âge se traduit par une augmentation de l'activité des muscles posturaux, notamment au niveau des mobilisateurs de l'articulation de la cheville (Amiridis et al., 2003; Koceja et al., 1995; Laughton et al., 2003).

Ces résultats concordent avec ceux de Billot et al., (2010a) et confirment l'existence d'une plus grande activité musculaire des FP (GM, SOL, et GL) et du FD (JA) chez des sujets âgés et des sujets jeunes, pour une même tâche posturale (**Figure II.12**). Ces auteurs montrent également que, chez les personnes âgées, plus la difficulté de la tâche posturale est grande, plus l'activité des muscles de la cheville augmente, afin de compenser la diminution de la capacité de production de force liée au vieillissement. Pour Cordo et al., (1996) l'augmentation de l'activité musculaire serait un mécanisme de compensation de la détérioration sensorielle liée à l'âge, permettant d'améliorer la proprioception chez les personnes âgées, en augmentant le recrutement des afférents primaires.



NQS : Position debout pieds écartés, ROM : Position tandem, OLB : Position unipodale

Figure II.12 : Déplacement du centre de pression et activités du gastrocnémien médial (GM) et latéral (GL) ainsi que du soléaire (SOL) et du jambier antérieur (JA) pour un groupe de jeune et un groupe âgé (d'après Billot et al., 2010).

Il a été également démontré que les personnes âgées augmentent la sollicitation des muscles posturaux par une stratégie de coactivation (Donath et al., 2015; Laughton et al., 2003; Nagai et al., 2011, 2013). A titre d'exemple, Laughton et al., (2003) ont comparé l'indice de coactivation pendant l'équilibre statique chez des jeunes, des personnes âgées chuteurs et non-chuteurs. Ces auteurs ont montré une coactivation accrue du JA/SOL et du BF/VL chez les personnes âgées par rapport aux jeunes et une coactivation accrue du BF/VL chez les chuteurs par rapport à non-chuteurs. Cependant, ces auteurs n'ont pas expliqué si l'augmentation de l'activité musculaire induit une plus grande instabilité posturale, ou si une activité musculaire accrue constitue une réponse compensatoire à une augmentation des oscillations posturales.

Plus récemment, Nagai et al., (2011) ont confirmé que la coactivation des muscles mobilisateurs de la cheville était plus importante chez les personnes âgées par rapport aux jeunes. Ils ont également montré une corrélation positive entre la surface du déplacement du CP et l'indice de coactivation du TA/SOL, ainsi qu'une corrélation négative entre ce dernier et la distance parcourue lors du functional reach test (*i.e.*, demander à la personne de se pencher le maximum vers l'avant sans lever les talons) (**Figure II.13**).

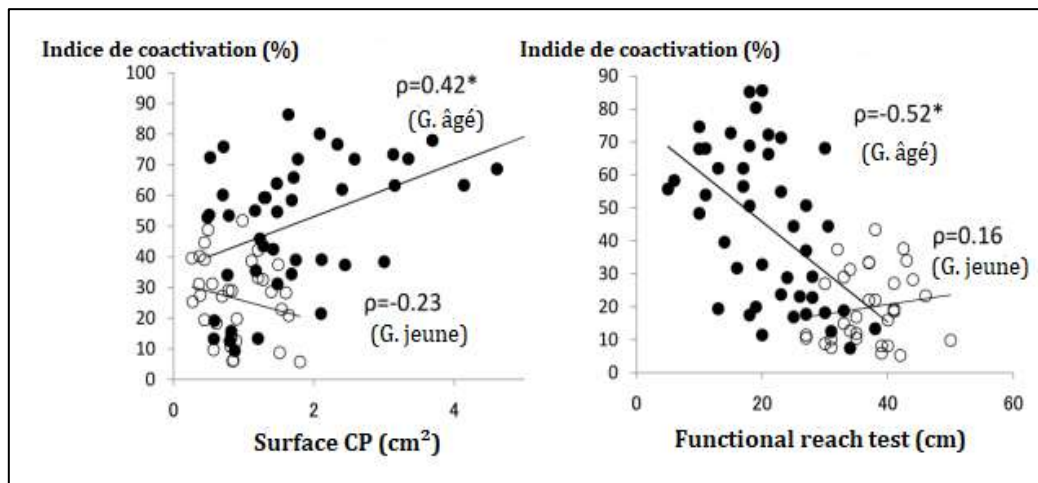


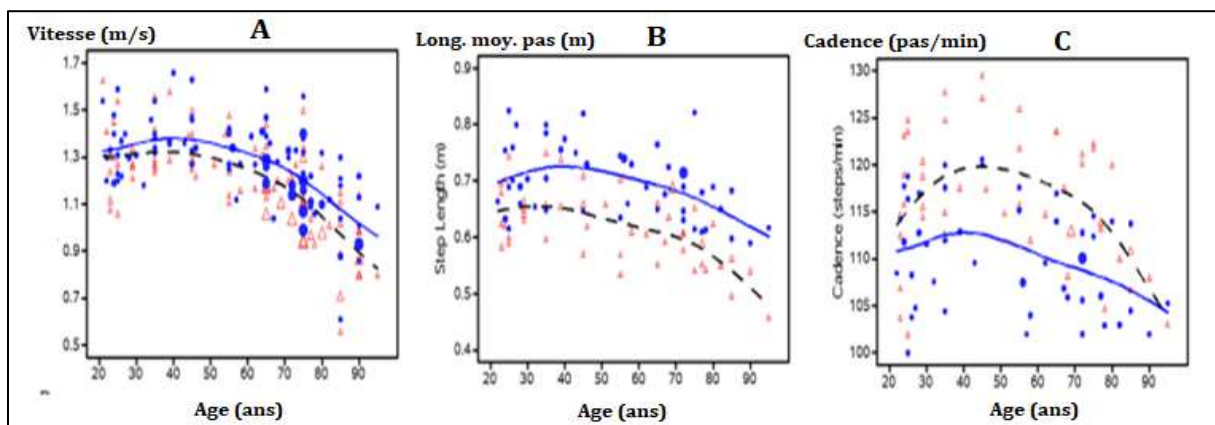
Figure II.13 : Relation entre l'indice de coactivation et la surface d'oscillation du CP (à gauche) et entre l'indice de coactivation et la distance parcourue pendant le functional reach test (*d'après Nagai et al., 2011*).

Ces relations linéaires, observées chez le groupe âgé, suggèrent que plus la personne âgée a des faibles capacités fonctionnelles, plus elle augmente la coactivation de ses muscles, notamment des FP et des FD pendant les tâches posturales. Ces auteurs ont donc décrit l'augmentation de la coactivation musculaire comme une stratégie compensatoire permettant d'augmenter la raideur articulaire et d'améliorer la stabilité posturale (Donath et al., 2015; Hortobágyi & Devita, 2000, 2006; Laughton et al., 2003). L'augmentation de la raideur articulaire a pour but de compenser de nombreuses altérations liées au vieillissement, notamment la réduction de la force musculaire (Hortobágyi et al., 1995), le ralentissement de la production de la tension musculaire (Thelen et al., 1996), la réduction du nombre des fibres musculaires rapides (Larsson et al., 1979) et la peur de tomber (Okada et al., 2001). Cependant, comme suggéré auparavant, une coactivation accrue des muscles agonistes et antagonistes pourrait réduire la performance des muscles agonistes (Carolan & Cafarelli, 1992; Pereira & Gonçalves, 2011), comme elle pourrait augmenter le coût énergétique (Cattagni et al., 2015; Mian et al., 2006), induisant une fatigue précoce, et par conséquent favorisant l'augmentation du risque des chutes (Hortobágyi & Devita, 2006).

4.2. Conséquences sur la marche

4.2.1. Sur la vitesse de la marche

Les principaux paramètres spatio-temporels de la marche étudiés dans la littérature sont : la cadence qui correspond au nombre de pas par minute et la vitesse qui correspond au produit de la cadence par la longueur moyenne du pas. Plusieurs études ont montré que les personnes âgées se caractérisent par une vitesse de marche plus lente que celle des adultes sains (Bohannon, 1997; Prince et al., 1997; Winter et al., 1990; Woo et al., 1995), pouvant être expliquée par une diminution de la longueur des pas (Nagano et al., 2011; Rogers et al., 2008). De plus, une méta-analyse récente (Frimenko et al., 2015) précise que, quel que soit le sexe, l'âge influence négativement les paramètres spatio-temporels de la marche, notamment la vitesse qui peut être un facteur prédictif du risque de chute (**Figure II.14**).



Les points rouges représentent les données individuelles des femmes et la ligne noire représente la moyenne de ces données.

Les points bleus représentent les données individuelles des hommes et la ligne bleue représente la moyenne de ces données.

Figure II.14 : Influence de l'âge sur la vitesse de marche (A), sur la longueur du pas (B) et sur la cadence de marche (C) (d'après Frimenko et al., 2015).

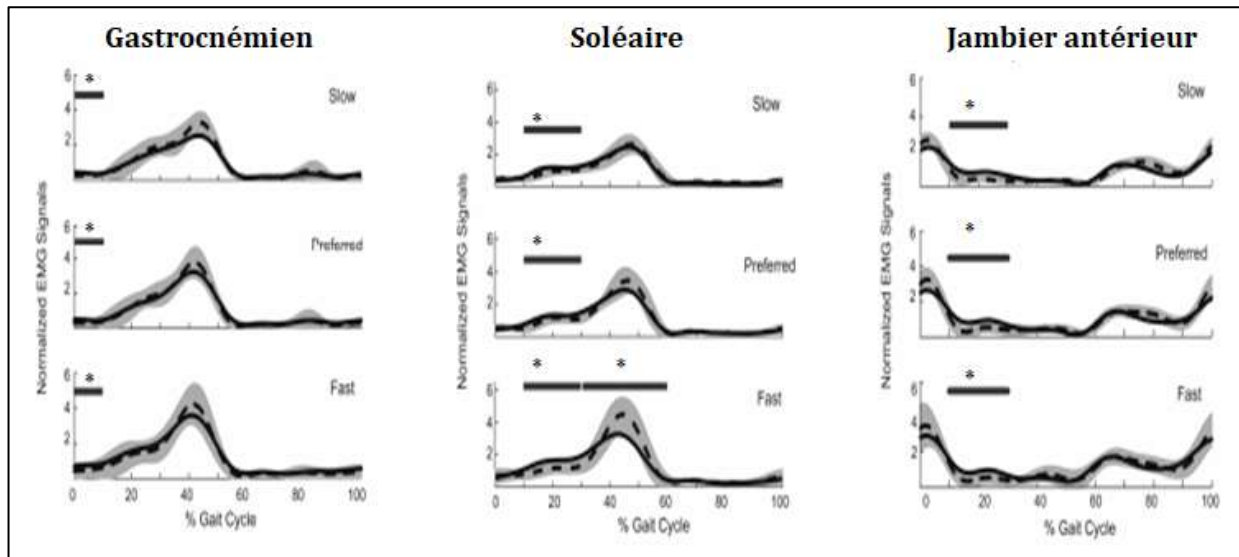
Comme indiqué précédemment, pour compenser une plus faible capacité de production de force, les personnes âgées adoptent une stratégie consistant en une plus grande activation – coactivation des muscles de la cheville, responsables de la propulsion du corps vers l'avant. Cela induirait l'adoption d'un profil de marche moins déstabilisant avec notamment un contrôle plus prudent et moins coûteux au point de vue attentionnel et énergétique (Caetano et al., 2016; Schrack et al., 2010). Pour Ferrandez et al., (1995) la vitesse de marche des personnes âgées est une vitesse spontanément adoptée par ces dernières, qui peut être appelée « *vitesse économique* » car elle leur fournit plusieurs stratégies d'adaptation, pour faire face aux modifications neurophysiologiques et aux changements environnementaux.

La faiblesse des FP liée au vieillissement serait contrebalancée par l'utilisation accrue des fléchisseurs et extenseurs de hanche par rapport aux jeunes adultes (Toda et al., 2015). Cependant, si cette stratégie apparaît conservatrice et économique au niveau des FP, elle ne l'est pas au niveau des muscles de la hanche où la dépense énergétique augmente. Cela pourrait, par conséquence, induire une fatigue précoce chez les personnes âgées, favorisant une majoration des risques de chute (Nevitt & Cummings, 1993).

4.2.2. Sur les phases du cycle de marche

De nombreuses études ont montré que le vieillissement est associé à une modification de la durée des phases du cycle de marche (Ferrandez et al., 1995; Kim et al., 2012; Laufer, 2003). Généralement, à une vitesse de marche de confort, les adultes sains passent 60% de la durée d'un cycle de marche en PA et 40% en PO. Chez les personnes âgées la PA est plus longue (+6%) et la PO plus courte (-8%) (Laufer, 2003). Ces modifications de la PA chez les personnes âgées sont principalement la conséquence d'une augmentation de la phase de double appui et d'une diminution de la phase de simple appui (Ferrandez et al., 1990).

De nombreux facteurs peuvent être responsables de ces modifications, comme par exemple la diminution des amplitudes articulaires durant la flexion de la hanche, la flexion du genou et la flexion dorsale de la cheville (Paróczai et al., 2006). A ces phénomènes biomécaniques viennent s'ajouter des altérations neuromusculaires (Kim et al., 2012; LaRoche et al., 2010; Lo et al., 2017; Silder et al., 2009). Dans ce contexte, LaRoche et al., (2010) ont mis en lumière que la faiblesse des FP et des FD de l'articulation de la cheville pourrait nuire à la stabilité posturale lors de la PA du cycle de la marche. Schmitz et al., (2009) ont évalué les effets de l'âge sur l'activité des muscles des membres inférieurs durant la marche. Ces auteurs ont montré que, quelle que soit la vitesse de marche, les sujets âgés se caractérisent par une activité élevée du JA et du SOL durant la phase de simple appui du cycle de marche et par une activité élevée du GM durant la phase du premier double appui (**Figure II.15**). Enfin, ces auteurs ont suggéré que l'augmentation de l'activité des muscles mobilisateurs de la cheville chez les personnes âgées, est une stratégie adoptée par ces dernières pour faire face à leur faible capacité de production de la force, offrant ainsi plus de soutien et de renforcement du membre pendant la marche.



*= $p < 0,05$

Figure II.15 : Activité musculaire du gastrocnémien, du soléaire et du jambier antérieur, chez des sujets âgés (ligne continue) et chez des sujets jeunes (ligne discontinue), selon trois vitesses de marche (*d'après Schmitz et al., 2009*).

Par rapport aux adultes sains, les personnes âgées se caractérisent par une coactivation élevée des FP et FD lors de la phase oscillante (Kim et al., 2012; Lo et al., 2017; Schmitz et al., 2009). Généralement, cette coactivation musculaire est considérée comme un processus de compensation permettant d'augmenter la stabilité articulaire durant la régulation des mouvements (Darainy & Ostry, 2008; Hortobágyi & Devita, 2000). Cependant, pour une tâche motrice donnée, une plus grande activité musculaire conduit à une augmentation du coût énergétique chez les personnes âgées, pendant la marche (Peterson & Martin, 2010) (**Figure II.16**). Cela suggère que l'augmentation de la coactivation pourrait être un facteur contribuant à l'apparition d'une fatigue neuromusculaire précoce, entraînant à terme une réduction des capacités à maintenir la stabilité durant la marche et donc d'une augmentation du risque de chute.

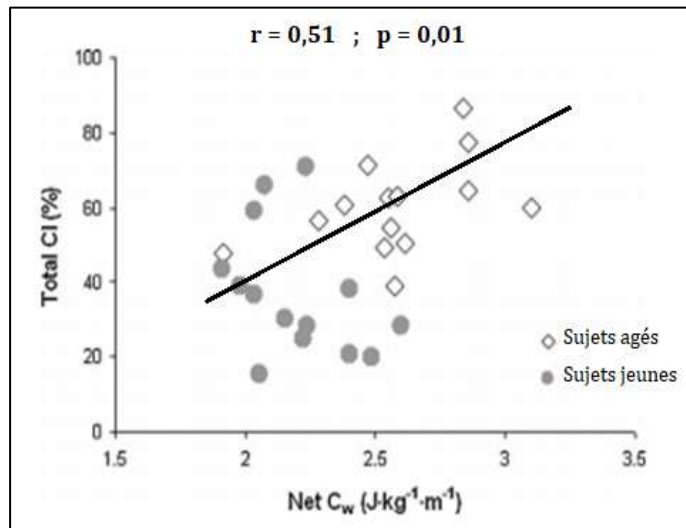
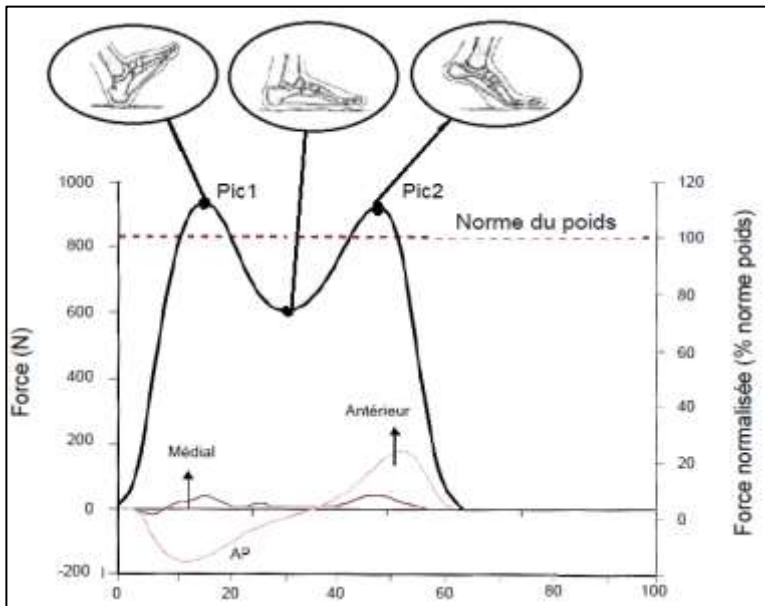


Figure II.16 : Relation entre l'indice de coactivation (CI) et la dépense énergétique (C_w) pendant la marche pour les personnes âgées et pour les jeunes (*d'après Peterson & Martin, 2010*).

4.2.3. Sur les forces de réaction au sol

Selon la 3^{ème} loi de Newton, lorsqu'un corps exerce une force sur un autre, ce dernier exerce toujours sur le premier une force de réaction d'intensité égale, de même direction mais de sens opposé. Pendant la marche et lors de la PA, le même principe est appliqué : le pied exerce sur le sol une force d'action dont l'intensité est variable en fonction de déroulement du pied. A cette force d'action correspond une force de réaction au sol (FRS). Pendant un cycle de marche, cette FRS peut être décomposée selon trois axes : A-P, M-L et vertical (**Figure II.17**). La force de réaction verticale au sol (FR_v) est souvent mesurée dans l'analyse de la marche et est considérée comme une mesure représentative de l'activité (Jacobs et al., 1972). Son allure générale est celle d'un « M » (**Figure II.17**), où le premier pic (Pic1) représente la force exercée par le talon sur le sol lors du 1^{er} simple appui (attaque du talon) et le deuxième pic (Pic2) représente la force de poussée de la pointe du pied contre le sol, permettant de propulser le corps vers l'avant. Entre les deux pics, pendant la phase de simple appui, la FR_v baisse pour atteindre un niveau minimal, indiquant que le pied est à plat.



Pic1 : moment de l'attaque du talon
Pic2 : moment de la poussée avec les pointes du pied
Entre Pic1 et Pic2 : pied à plat.

Figure II.17 : Courbe de la force de réaction verticale au sol pendant la phase d'appui d'un cycle de marche (modifié d'après Toda et al., 2015)

Takahashi et al., (2004) ont montré que la FRv est affectée par le vieillissement. Les personnes âgées présentent des Pic1 et Pic2 de la FRv moins importants et une valeur entre les deux pics plus importante, par rapport aux jeunes. Pour Toda et al., (2015) il n'existe pas de différence significative entre les valeurs de Pic1 des personnes âgées et des jeunes, mais plutôt au niveau des valeurs de Pic2 que la différence entre les deux groupes apparaît, en faveur des jeunes. De plus, le moment de flexion plantaire de la cheville des personnes âgées était inférieur d'environ 14,5% à celui des jeunes, suggérant que la faiblesse de la valeur de Pic2 de FRv serait la conséquence d'une faible capacité de production de force des FP, liée au vieillissement. Par ailleurs, Jacobs et al., (1972) ont suggéré que la faiblesse de la valeur de Pic2 chez les personnes âgées serait liée à une moindre accélération du CM vers le haut au moment de la poussée.

Pour résumer, la dégradation de l'équilibre et de la marche chez les personnes âgées est liée, en partie, à une dégradation des capacités de production de force. Afin de compenser ce déficit, les personnes âgées mettent en place des stratégies d'adaptation, en augmentant l'activité des muscles mobilisateurs de la cheville et/ou en favorisant les mécanismes de coactivation. Toutefois, ces stratégies induisent une dépense énergétique accrue qui pourrait être l'origine d'une fatigue précoce, favorisant à terme, l'augmentation des risques de chute.

Chapitre III : Obésité

'Ce chapitre concerne la revue des connaissances actuelles autour des effets de l'obésité sur les capacités de l'équilibre et de la marche.

Ces conséquences, seront ensuite illustrées par des études qui caractérisent les troubles de l'équilibre et de la marche chez les personnes obèses ainsi qu'aux mécanismes de leurs altérations.'

Sommaire

1.	Définition -----	63
2.	Les méthodes de sa classification -----	63
2.1.	Indice de masse corporelle -----	63
2.2.	Rapport tour de taille / tour de hanche -----	64
2.3.	Bio-impédancemétrie -----	65
3.	Effets de l'obésité sur la capacité de l'équilibre et de la marche-----	65
3.1.	Effets de l'obésité sur le contrôle de l'équilibre statique -----	66
3.2.	Effets de l'obésité sur la capacité de la marche -----	71
4.	Mécanismes d'altération posturale -----	72
4.1.	Contribution morphologique -----	72
4.3.	Contribution biomécanique -----	73
4.2.	Contribution sensorielle -----	75
4.3.	Contribution cognitive -----	76
4.4.	Contribution musculaire -----	77

1. Définition

Selon OMS (2009), l'obésité se définit comme « *une accumulation anormale ou excessive de graisse corporelle qui présente un risque pour la santé* ». D'un point de vue médical, elle est définie comme « *un excès de poids entraînant l'augmentation de la masse du tissu adipeux par l'augmentation des cellules adipeuses ou par la multiplication du nombre de ces cellules adipeuses* » (Schlienger, 2017). En raison de ses répercussions sanitaires et économiques (Poutier et al., 2017) et ses complications somatiques, psychologiques et sociales altérant la qualité de vie, l'obésité est aujourd'hui classée comme « *la première pandémie mondiale non infectieuse* » (OMS, 2009).

2. Les méthodes de sa classification

Il existe plusieurs méthodes de détermination de l'obésité et donc de classification des individus selon leur corpulence : des mesures directes telles que la densitométrie, le calcul l'indice masse corporelle ou le rapport tour de taille et tour de hanche, et des mesures indirectes telles que la mesure de la masse grasse par bio-impédancemétrie, la méthode des plis cutanés, l'absorptiomètre biphotonique à rayon X (Dual x-ray absorptiometry, DEXA). Dans ce mémoire, nous n'évoquerons que les méthodes et paramètres utilisés lors de nos mesures expérimentales, à savoir l'indice de masse corporelle (IMC), le rapport tour de taille/tour des hanches et la composition corporelle évaluée par bio-impédancemétrie.

2.1. Indice de masse corporelle

Validée par la plupart des instances de santé notamment l'OMS, la mesure la plus fréquemment utilisée pour estimer le niveau d'obésité des personnes adultes (âge>18 ans ; **Tableau III.1**), est l'indice de masse corporelle (IMC), ou « indice de Quetelet » ou « indice de corpulence ». Il s'agit d'une grandeur permettant d'estimer la corpulence d'une personne à partir de sa masse corporelle totale (en kg) rapportée à sa taille (exprimée en m) au carré.

$$IMC (kg/m^2) = Masse (kg) / Taille^2 (m)$$

Chez l'adulte, un IMC inférieur à 16,5 kg/m² correspond à un état de maigreur extrême associée à une dénutrition majeure. Un IMC entre 16,5 et 18.5 kg/m² correspond à un état de maigreur. Un IMC entre 18,5 et 25 kg/m² correspond à une corpulence normale, un IMC entre 25 et 29,9 kg/m² à un « surpoids ». Au-delà, l'obésité est classée, en trois catégories ; un IMC entre 30 et 35 kg/m² correspond à un état d'obésité modérée (classe I), un IMC entre 35 et 40 kg/m²

correspond à une obésité sévère (classe II), un IMC supérieur à 40 kg/m² correspond à une obésité morbide (classe III).

Tableau III.1 : Classification des individus adultes selon leur IMC (OMS, 1997).

IMC (kg/m ²)	Correspondance
< 16,5	Maigreur extrême
16,5 – 18,5	Maigreur
18.5 – 25	Corpulence normale
25 – 30	Surpoids
30 – 35	Obésité modérée
35 – 40	Obésité sévère
>40	Obésité morbide ou massive

Bien que l'IMC soit mondialement reconnu, cet indice ne prend pas en considération ni les différents éléments constitutifs de la composition corporelle (os, muscle) ni le sexe des individus, alors que ces facteurs peuvent avoir un impact importants sur les mesures effectuées, notamment sur la répartition entre masse maigre et masse grasse. A titre d'exemple, un sportif peut avoir un IMC supérieur à 25 kg/m², et donc être classé « en surpoids » alors que l'excès de la masse corporelle vient en réalité de la masse maigre (masse musculaire) et non d'un excès de masse grasse. Par conséquent, pour être mieux révélatrice du niveau d'obésité, cette mesure doit être complétée par d'autres indicateurs limitant les erreurs d'interprétation.

2.2. Rapport tour de taille / tour de hanche

La mesure du tour de taille s'effectue en mesurant la circonférence corporelle légèrement au-dessus du nombril. Pour le tour de hanche, la mesure s'effectue au niveau du pubis (**Figure III.1**).

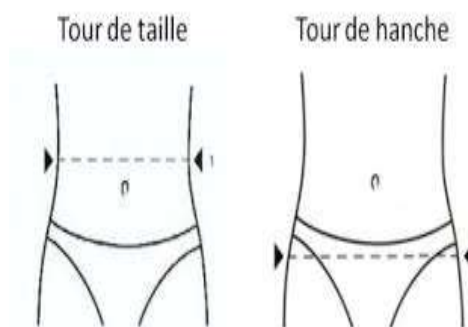


Figure III.1 : Mesure du tour de taille et du tour de hanche chez les individus (Source : *mécanisme de l'obésité.fr*).

Le calcul du rapport tour de taille et tour de hanches se fait en divisant le tour de taille (en cm) par le tour de hanches (en cm). Un rapport supérieur à 1 chez les hommes et supérieur à 0,85 chez les femmes indique que la personne présente une obésité abdominale associée à un risque élevé pour la santé (**Tableau III.2**).

Tableau III.2 : Risques pour la santé basés sur le rapport tour de taille et le tour de hanches (RTH) chez les hommes et les femmes. (D'après *globalsport.fr*)

Hommes	Femmes	Risque pour la santé basé sur le RTH
Moins de 0,95	Moins de 0,80	Faible risque
De 0,96 à 1,0	De 0,81 à 0,85	Risque modéré
Supérieur à 1,0	Supérieur à 0,85	Risque élevé

Lorsque l'accumulation de graisse se fait majoritairement au niveau abdominal, nous parlons d'une obésité androïde, plus fréquente chez les hommes. A l'inverse, lorsque l'accumulation de graisse se fait essentiellement au niveau des hanches, nous parlons d'une obésité gynoïde, plus fréquente chez les femmes. Lorsque le surplus de graisse est réparti sans localisation corporelle préférentielle, on parle d'obésité générale.

2.3. Bio-impédancemétrie

La bio-impédancemétrie est basée sur la mesure de la capacité des tissus biologiques à conduire ou absorber l'énergie électrique, suite à l'envoi d'un courant alternatif de faible intensité (milliampère) et de haute fréquence (entre 0 et 100 kHz) à travers le corps. Dans les conditions de mesure optimales, pour assurer le passage du courant électrique dans l'ensemble des compartiments corporels visés, des électrodes sont placées au niveau du poignet et du pied, du même côté de la personne. La composition corporelle est ensuite, déterminée en mesurant la quantité d'énergie électrique absorbée par les tissus non conducteurs de l'organisme à ce courant. Etant donné que les tissus adipeux représentent la principale et quasi seule masse de tissus non conducteurs, la valeur de bio-impédance mesurée (inverse de l'absorbance tissulaire) est donc proportionnelle à la quantité relative de masse grasse dans l'organisme.

3. Effets de l'obésité sur la capacité de l'équilibre et de la marche

L'obésité est associée à une réduction de la mobilité présentant un facteur de risque du déclin des capacités fonctionnelles (Himes, 2000; Launer et al., 1994). En effet, les personnes

ayant un IMC et un tour de taille élevés montrent des difficultés à se pencher, se baisser, soulever et porter des objets...etc (Han et al., 1998; Jenkins, 2004). Ces conséquences peuvent être les causes d'une augmentation de risque de chute, et ainsi d'une baisse d'autonomie dans les actes de la vie quotidienne (Albertsen & Temprado, 2011).

3.1. Effets de l'obésité sur le contrôle de l'équilibre statique

Pour évaluer l'effet de l'obésité sur les capacités de l'équilibre statique, plusieurs auteurs ont comparé les déplacements du CP des personnes saines et des personnes obèses. Nombre d'entre elles s'accordent pour dire que les personnes obèses présentent des oscillations du CP plus importantes que les personnes non-obèses au cours du maintien orthostatique (Corbeil et al., 2001; Del Porto et al., 2012; Hue et al., 2007).

3.1.1. Chez les adultes

Plusieurs études ont caractérisé l'équilibre statique chez des adultes âgés entre 18 et 60 ans (**Tableau III.3**). Si celles-ci sont les résultats de méthodologies variées rendant la comparaison des résultats parfois difficile, toutes s'accordent sur le fait que l'obésité engendre des instabilités posturales permettant d'accroître l'exposition aux risques de chute et de blessures.

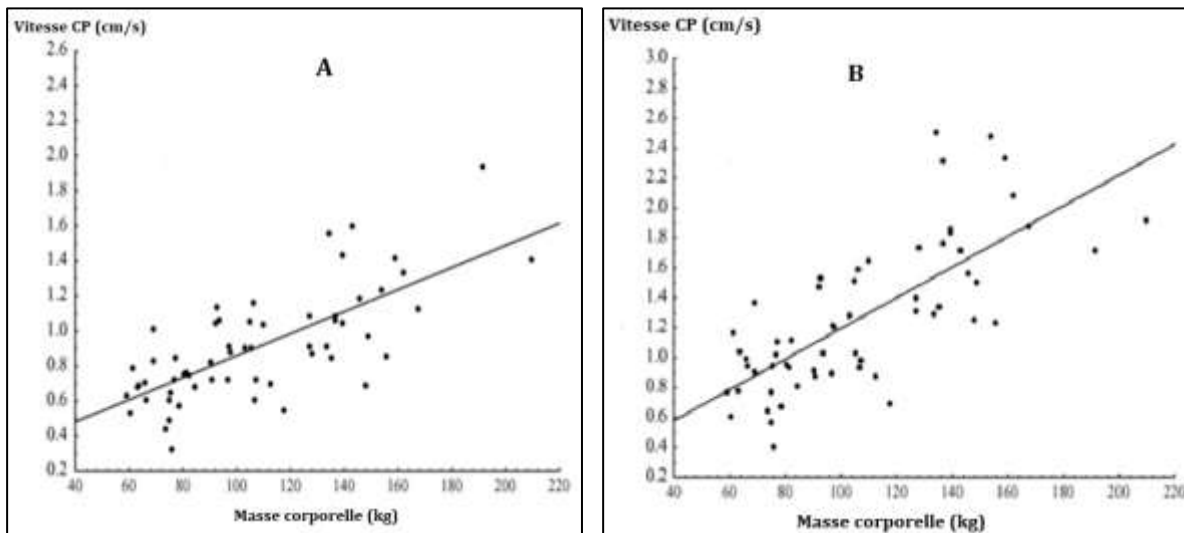
Tableau III.3 : Revue de la littérature autour es effets de l'obésité sur les paramètres posturaux et la réalisation des activités de la vie quotidienne (AVQ).

Auteurs	Populations	Effets sur les paramètres posturaux	Impact sur l'AVQ
Greve et al., (2007)	40 hommes âgés en moyenne de 26 ans	Augmentation des déplacements A-P et M-L du CP en station debout.	La susceptibilité à l'augmentation des chutes et l'instabilité.
Ku et al., (2012)	40 hommes et 40 femmes âgés en moyenne de 22 ans divisés en 4 groupes : Maigre, normal, en surpoids et obèses		
Hills et al., (2001)	35 hommes et 35 femmes obèses âgés en moyenne de 40 ans	Augmentation de la vitesse et/ ou la surface d'oscillation du COP	La susceptibilité à l'augmentation des chutes et l'instabilité.
Gravante et al., (2003)	Un groupe contrôle (18 femmes et 16 hommes) et un groupe obèse (23 femmes et 15 hommes) âgés en moyenne de 23 ans		
Birtane & Tuna (2004)	Un groupe de 25 personnes non-obèses et un groupe de 25 personnes obèses âgés en moyenne de 49 ans (hommes et femmes)		
Fabris et al., (2006)	67 hommes et femmes divisés en 3 groupes selon leurs IMC en : un groupe obese, un groupe en surpoids et un groupe contrôle de même âge.		
Simoneau & Teasdale (2015)	Un groupe contrôle, un groupe obèse et un groupe avec une obésité morbide âgés en moyenne de 41 ans		
Berrigan et al., (2006)	17 personnes âgées en moyenne de 30 ans divisées en deux groupes : un groupe obèse et un groupe contrôle.	Déplacement antérieur du COP	L'obésité impose une contrainte additionnelle au contrôle de la stabilité posturale durant les AVQ

Cadre théorique

Auteurs	Populations	Effets sur les paramètres posturaux	Impact sur l'AVQ
Corbeil et al., (2001)	Modèle mathématique.		
Maurer & Peterka (2005)			
Matrangola & Madigan (2011)	20 hommes âgés en moyenne de 22 ans	Augmentation de la résistance lors des perturbations posturales	L'obésité est associée à un risque élevé de chutes
Gilleard & Smith (2007)	10 femmes obèses et 10 femmes non-obèses âgées de 44 ans en moyenne.		
Son 2016	24 hommes et femmes âgés de 22 ans en moyenne Divisés en 2 groupes.		
Gilleard & Smith (2007)	10 femmes obèses et 10 femmes non-obèses âgées de 44 ans en moyenne.	Faible flexion thoraco-lombaire.	Altération des capacités fonctionnelles.
Son 2016	24 hommes et femmes âgés de 22 ans en moyenne Divisés en 2 groupes.	Angle pelvien antérieur (lordose) plus important. Surface et vitesse d'oscillation du COP plus grandes en condition yeux fermés avec et sans mousse.	Diminution de la stabilité posturale augmentant les risques de chute
Menegoni et al., (2009)	22 femmes et 22 hommes obèses âgés entre 20 et 57 ans	Corrélation entre la masse corporelle et le déplacement A-P du COP.	L'obésité est associée à une instabilité A-P pouvant altérer la biomécanique des AVQ
Maffioletti et al., (2005)	39 personnes âgées entre 20 et 40 ans divisées en deux groupes ; un groupe contrôle et un groupe obèse.	Temps du maintien de l'équilibre unipodale plus court avec une oscillation du tronc plus grande	Diminution de l'efficacité des capacités fonctionnelles en cas de perturbation
Fabris de Souza et al., (2005)	62 personnes âgées en moyenne de 42 ans divisées en deux groupes ; un groupe contrôle et un groupe obèse.	Déviations axiales très importantes surtout au niveau des genoux, de la colonne vertébrales et les pieds	L'obésité peut contribuer à long terme à un effet indésirable sur les os et les articulations

Hue et al., (2007) ont cherché à déterminer la relation, entre la masse corporelle et les déplacements du CP chez 59 sujets de 24 à 61 ans, ayant un IMC allant de 17 à 63.8 kg/m² (**Figure III.2**). Ils montrent, qu'en condition yeux ouverts, 52% de la variation de la vitesse d'oscillation du CP peut être attribuée à celle de la masse corporelle alors que l'âge n'y contribue qu'à hauteur de 3%. En condition yeux fermés, 54% de la variation est expliquée par celle de la masse corporelle, 8% par celle de l'âge des sujets.

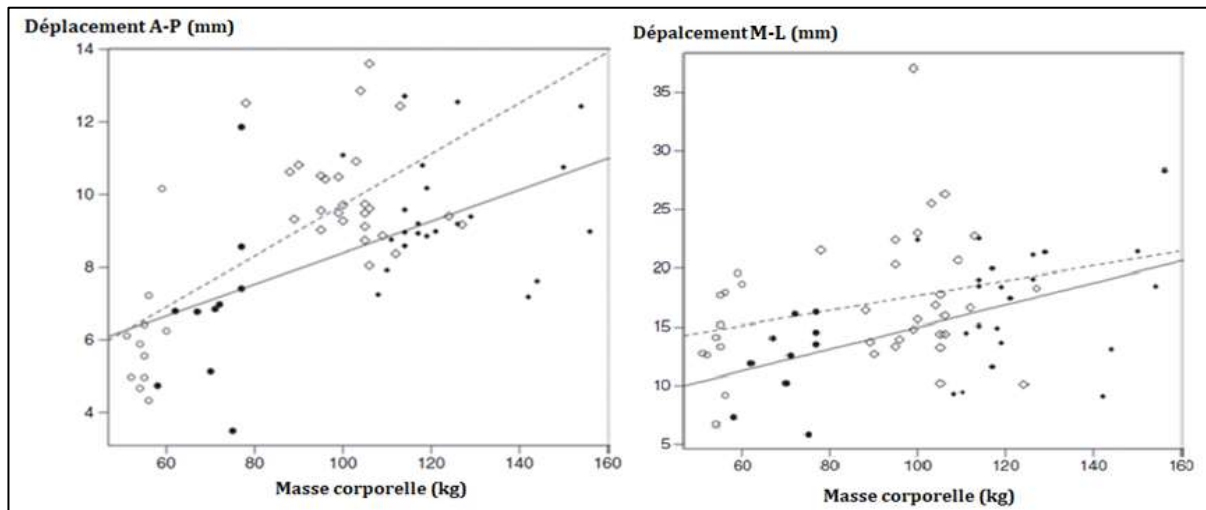


A : condition yeux ouverts ; $f(\text{CP speed}) = 0,5944 + 0,686 * (\text{masse corporelle}) + 0,156 * (\text{age})$; $R^2 = 0,55$; $p < 0,001$

B : condition yeux fermés ; $f(\text{CP speed}) = 0,8929 + 0,678 * (\text{masse corporelle}) + 0,269 * (\text{age})$; $R^2 = 0,63$; $p < 0,001$.

Figure III.2 : Relation entre la masse corporelle et la variation de la vitesse du centre de pression pendant l'équilibre statique (d'après Hue et al., 2007).

Par conséquent, ces derniers ont suggéré que l'augmentation de la masse corporelle chez les sujets surpondérés ou obèses pourrait en partie expliquer la déficience de la fonction d'équilibration de ces personnes. Parallèlement, Menegoni et al., (2009) ont évalué si la différence de répartition de la masse grasseuse chez les hommes et les femmes de même âge produit des effets sur l'équilibre orthostatique. Chez les hommes, les déplacements A-P et M-L du CP étaient corrélés avec la masse corporelle ($r = 0,55$; $r = 0,52$, respectivement). Chez les femmes, la masse corporelle était seulement corrélée avec les déplacements A-P ($r = 0,74$). Ces auteurs suggèrent donc que l'augmentation de la masse corporelle induit une instabilité A-P et M-L chez les hommes et seulement une instabilité M-L chez les femmes (**Figure III.3**).



Femmes saines : cercles blancs ; femmes obèses : carreaux blancs ; ligne de régression : en pointillé ; $r_{A-P} = 0,74$

Hommes sains : cercles noirs ; hommes obèses : carreaux noirs ; ligne de régression : continue ; $r_{A-P} = 0,55$; $r_{M-L} = 0,52$

Figure III.3 : Relation entre le déplacement antéro-postérieur et médio-latéral du centre de pression et la masse corporelle chez les femmes et les hommes (d'après Menegoni et al., 2009).

Cette différence a été expliquée par le fait que les hommes se caractérisent généralement par une obésité androïde, qui induit un déplacement antérieur du CP, et par conséquent, une déstabilisation A-P. De plus, l'obésité androïde augmente la charge pondérale sur les hanches (les contrôleuses dominantes de la stabilité M-L), expliquant l'instabilité M-L. Parce que l'accumulation graisseuse liée à l'obésité gynoïde est plus basse (cuisse et hanche), celle-ci n'agit pas sur la stabilité A-P, mais plutôt sur la stabilité M-L.

3.1.2. Chez les personnes âgées

Comme nous avons vu précédemment, l'obésité et le vieillissement engendrent, séparément des instabilités posturales qui pourraient indiquer que ces deux phénomènes dégradent les capacités fonctionnelles et de l'équilibre et mènent le plus souvent à une baisse de l'autonomie et une augmentation des risques de chute.

Nous pouvons alors nous interroger sur les effets, qu'ont le vieillissement et l'obésité, quand ils sont observés chez la même personne. Peu d'études concernent cette problématique. A notre connaissance, la première étude publiée était celle de Fjeldstad et al., (2008), qui ont évalué la qualité de vie chez 91 hommes et 125 femmes de 65 à 90 ans. Ces auteurs ont montré que l'obésité dégrade la qualité de vie des personnes âgées et impose des limites fonctionnelles qui pourraient accroître l'exposition aux risques de chute. Toutefois, ils n'ont pas donné plus d'indices concernant le contrôle postural chez cette population. Plus récemment, Melzer & Oddsson, (2016) ont analysé l'effet de l'obésité sur les mécanismes du contrôle postural chez

les personnes âgées, en évaluant les déplacements du CP lors du maintien de l'équilibre orthostatique, avec et sans vision, chez les personnes âgées de 65 à 90 ans. Ces auteurs suggèrent que la masse corporelle, et par extension l'IMC, explique en grande partie l'augmentation de l'instabilité posturale au cours du maintien de l'équilibre statique. Toutefois, aucun mécanisme n'est proposé pour expliquer l'altération du contrôle postural. Par conséquent, l'un des objectifs de ce travail de thèse s'est orienté vers la compréhension des mécanismes contribuant aux altérations posturales chez la population âgée obèse.

3.2. Effets de l'obésité sur la capacité de la marche

Il est bien admis qu'il existe une corrélation inverse entre l'IMC et la faculté à réaliser des tâches motrices simples (Graf et al., 2004; Okely et al., 2004). Pour Deforche et al., (2009), les personnes obèses souffrent notamment de difficultés à réaliser les tâches de transfert de posture assis-debout ou de locomotion avec aisance et rapidité. De même, Berrigan et al., (2006) rapportent que, pendant des tâches motrices simples (*e.g.*, marcher, monter les escaliers), les adultes non-obèses réduisent les déplacements des segments corporels et du CP pour une meilleure stabilité quand les adultes obèses les mobilisent davantage. Ils en concluent que les sujets obèses se caractérisent par des transferts du poids plus lents dans les gestes dynamiques avec des oscillations posturales plus rapides, responsables d'une plus grande instabilité.

3.2.1. Chez les adultes

Dans une étude prospective, Fabris de Souza et al., (2005) ont analysé les aspects dynamiques de la marche chez 34 sujets présentant une obésité morbide (âge $47,2 \pm 12,9$ ans, IMC $40,1 \pm 6,0$ kg/m²). Après comparaison à une population de référence, ces auteurs ont montré que tous les paramètres spatio-temporels de la marche (*e.g.*, la vitesse, la cadence, la foulée) étaient significativement plus faibles chez les individus obèses. Ces auteurs ont alors suggéré que ces résultats étaient la conséquence d'une mauvaise performance du muscle squelettique, d'une dépense métabolique élevée et d'un épuisement physique (*i.e.*, fatigue) constant. Ceci est confirmé par McGraw et al., (2000) qui indiquent que les individus obèses utilisent un plus grand pourcentage du cycle de marche en double appui avec une forte instabilité M-L au cours de la marche.

Le taux métabolique net (W/kg) pendant la marche est environ 10% plus élevé chez les adultes obèses comparé à ceux de masse corporelle normale (Browning et al., 2009). De plus, quelle que soit la vitesse de marche, le travail mécanique absolu externe (déterminé à partir du déplacement du CP) est plus important chez les individus obèses que celui des individus non-

obèses. Par contre, aucune différence n'est observée entre les individus obèses et non-obèses lorsque ce travail est normalisé à la masse corporelle. Ces résultats suggèrent que le plus grand coût énergétique n'est pas la conséquence d'un plus grand travail mécanique mais, plutôt celle de modifications biomécaniques liées à l'obésité, notamment l'augmentation de la masse corporelle à soutenir pendant la marche. Ainsi, l'élargissement des pas chez les sujets obèses (+50%) serait un meilleur facteur explicatif de l'augmentation du coût métabolique de la marche chez les individus obèses (Peyrot et al., 2009).

3.2.2. Chez les personnes âgées

Si l'impact de l'obésité chez les personnes âgées sur la réalisation des activités de la vie quotidienne est bien documenté (Handrigan et al., 2017; Rejeski et al., 2011; Kritchevsky et al., 2017; Mitchell et al., 2014; Fejeldstad et al., 2008), à notre connaissance, aucune étude ne s'est intéressée à la caractérisation des troubles de la marche chez les personnes âgées obèses.

4. Mécanismes d'altération posturale

4.1. Contribution morphologique

L'obésité entraîne une déformation de la géométrie corporelle, en raison de la répartition inégale de la masse corporelle (Del Porto et al., 2012; Fabris de Souza et al., 2005; Matrangola & Madigan, 2009). Ainsi, une déformation géométrique associée à un excès de masse graisseuse au niveau abdominal accentue les divergences sur le tronc et le genou (Fabris de Souza et al., 2005) (**Figure III.4**). Ces altérations morphologiques, propres à l'obésité androïde, pourraient expliquer la prévalence accrue de pathologies musculo-squelettiques chez les personnes obèses.

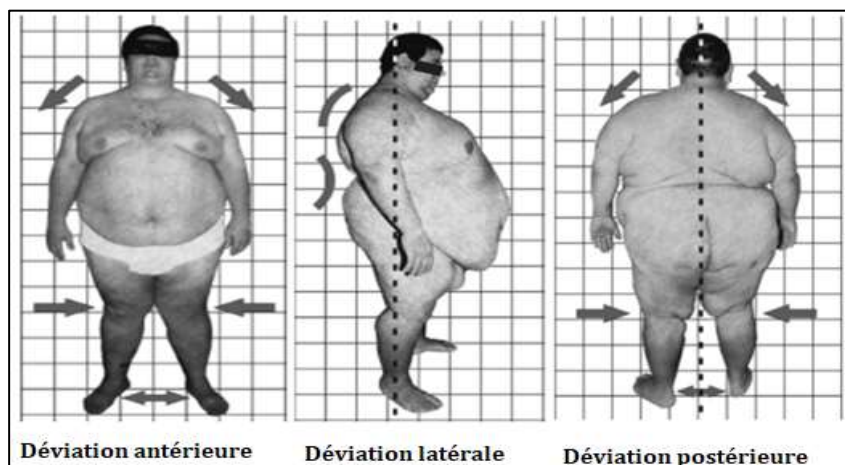


Figure III.4 : Déformation géométrique chez un sujet souffrant d'une obésité androïde de type III (*d'après Fabris de Souza et al., 2005*).

Pour identifier l'influence de cette déformation géométrique sur les paramètres inertiels, Matrangola et al., (2008) ont évalué la localisation du CM chez 19 hommes obèses (âge = $43 \pm 12,9$ ans, IMC $32,6 \pm 6,0$ kg/m²). Avant et après une diminution de 13.8% de leur masse corporelle Avant la perte de la masse corporelle, les sujets obèses se caractérisent par une position distale du CM pour les cuisses et les bras, une position supérieure pour le tronc et une position inférieure pour le corps entier (**Figure III.5**). Toutefois, ces auteurs n'ont pas observé de modification du CM du corps entier dans l'axe A-P. Inversement, Corbeil et al., (2001) reportent un avancement de 5 cm du CM globale chez les sujets obèses par rapport aux non-obèses. La différence entre les deux travaux pourrait être expliquée par le fait que dans l'étude de Matrangola et al., (2008), les sujets ont été évalués en posture allongée alors que dans l'étude de Corbeil et al., (2001), l'évaluation était réalisée en position debout et statique. Nous supposons donc, que le déplacement du CM, observé dans l'étude de Corbeil et al., (2001), pourrait être dû à une incapacité des sujets obèses à produire une force relative à leur masse corporelle, leur permettant de maintenir la position de base du CM dans l'axe A-P, pendant l'équilibre statique.

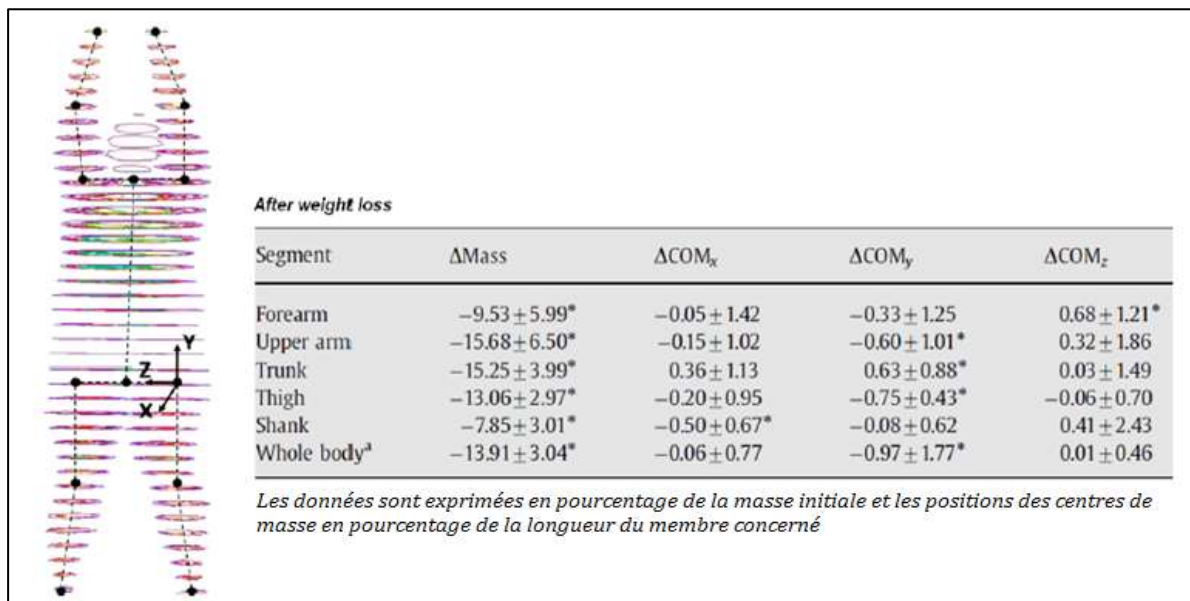
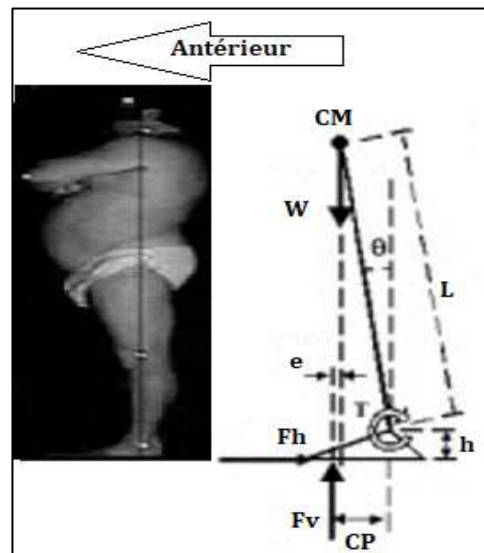


Figure III.5 : Variation de la masse et les positions des centres de masse des segments corporels après la perte de la masse corporelle (d'après Matrangola et al., 2008).

4.3. Contribution biomécanique

Rappelons ici qu'un individu en situation orthostatique est soumis à deux forces extérieures ; la force du poids (W) concentrée au niveau du CM du corps entier et la force de réaction au sol (Fv) agissant au niveau du CP. Pour maintenir son état d'équilibre, l'alignement

du CM et CP doit se faire légèrement en avant de l'axe de rotation de l'articulation de la cheville (Winter et al., 1990). Quand les deux vecteurs W et F_v sont parfaitement alignés avec l'axe vertical de la cheville, aucun couple de force n'est nécessaire au niveau de la cheville. En revanche, quand ces deux vecteurs s'éloignent de cet axe, il se crée un déséquilibre auquel une force inverse doit être opposée pour maintenir (ou rétablir) l'équilibre. Chez les sujets obèses, une grande proportion de la masse corporelle est distribuée loin de l'axe de rotation verticale de la cheville, donnant une position antérieure du CM et un couple de force très important (Corbeil et al., 2001) (**Figure III.6**). Selon ces auteurs, le décalage (e) entre les deux vecteurs (F_v) et (W) peut atteindre 5 cm chez les sujets obèses et que sa valeur dépend directement de la quantité de masse adipeuse au niveau abdominal.



Un moment de force est nécessaire pour contrer la dynamique de l'humanoïde créée par la vitesse angulaire initiale (θ) et produite par le décalage (e) du vecteur de la force de réaction au sol (F_v) devant le vecteur de force poids (W). Noter le pendule inversé est en équilibre lorsque la distance (e) est nulle

Figure III.6 : Modélisation anthropométrique d'un humanoïde obèse (d'après Corbeil et al., 2001).

Ces mêmes auteurs ont proposé 3 modèles d'humanoïdes avec des positions de CM différentes : humanoïde non-obèse 1 : localisation idéale ; humanoïde obèse 2 : $e = 2$ cm ; humanoïde obèse 3 : $e = 4$ cm. Par une simulation numérique du moment de force requis au niveau de la cheville dans les 3 modèles pendant le processus de stabilisation, ces auteurs ont observé que le couple de forces généré au niveau de la cheville des sujets obèses est plus important que chez les normo-pondérés pour une même perturbation posturale. Ils suggèrent que lorsqu'elles sont soumises à des contraintes et à perturbations posturales, les personnes obèses, notamment celles présentant une distribution élevée de graisse corporelle au niveau abdominal, présentent une plus grande instabilité posturale.

4.2. Contribution sensorielle

Grace à un algorithme spécifique, Bensmaïa et al., (2005) ont montré qu'une stimulation vibratoire prolongée pourrait produire une désensibilisation substantielle des afférences sensorielles à adaptation rapide et lente. Or, ces afférences sensorielles, notamment les mécanorécepteurs plantaires, permettent la détection des variations de pression provoquées par les déplacements du CG du corps au-dessus des appuis plantaires pendant la régulation de l'équilibre statique (Morasso et al., 1999). Elles représentent également le point de départ de la prise d'information (*e.g.*, propriétés du terrain) pendant la marche. Par conséquent, une stimulation prolongée des mécanorécepteurs pourrait réduire la qualité et/ou la quantité des informations sensorielles nécessaires pour contrôler l'équilibre statique et la marche.

Par ailleurs, Hills et al., (2001) ont rapporté qu'il existe une corrélation positive ($r^2 = 0,66$; $p < 0,05$) entre l'IMC et la pression plantaire à mi-pieds. Ainsi, par rapport à des personnes normo-pondérées, les personnes obèses présentent des valeurs de pression moyenne plus élevées pendant l'équilibre statique et la marche quel que soit le point de repère anatomique considéré (**Figure III.7**).

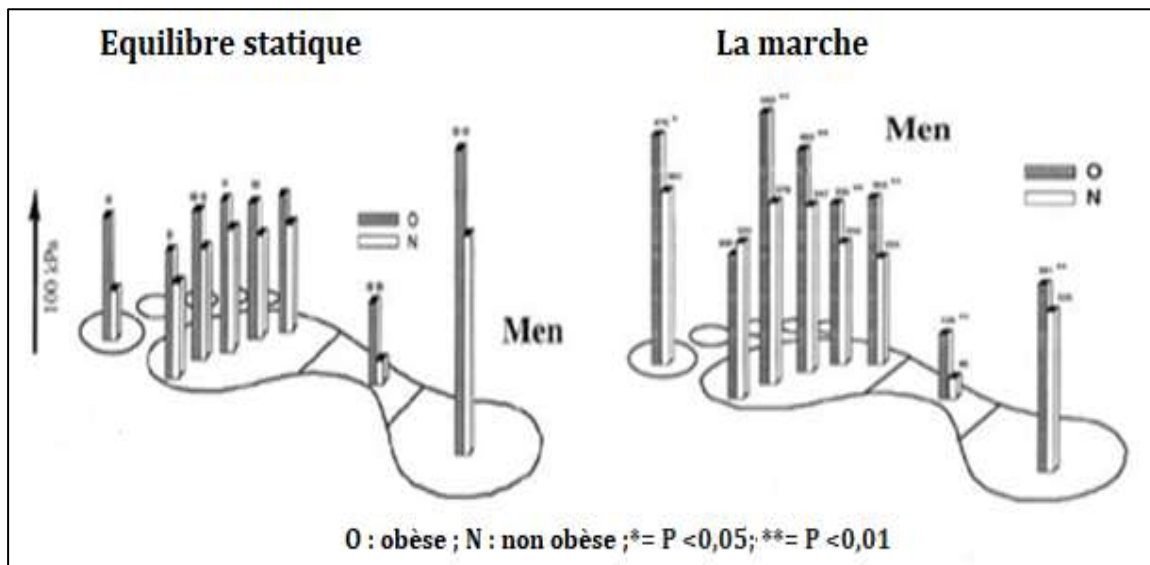


Figure III.7 : Pressions plantaires (kPa) pendant l'équilibre statique et pendant la marche chez des sujets obèse vs non-obèses (*d'après Hills et al., 2001*).

Ceci est en accord avec Birtane & Tuna (2004) pour qui, pendant l'équilibre statique, les personnes obèses présentent une pression maximale au niveau de l'avant pied et une surface de contact plantaire nettement plus élevées, par rapport aux personnes non-obèses.

A partir de ces éléments, nous admettons que l'augmentation de la pression plantaire et de la surface de contact au sol chez les sujets obèses, provoque une stimulation prolongée des mécanorécepteurs pouvant conduire à leur saturation. Ceci aurait pour effet de réduire la qualité et/ou la quantité de l'information sensorielle et de leurs variations provenant des mécanorécepteurs plantaire, et par conséquent provoquer une diminution de l'efficacité du système de la régulation de l'équilibre chez les personnes obèses (Hue et al., 2007; Melzer & Oddsson, 2016; Son, 2016).

4.3. Contribution cognitive

La capacité à régler et contrôler l'équilibre postural nécessitent des traitements cognitifs et sensori-moteurs complexes (Brown et al., 2002). A nos connaissances, Mignardot et al., (2010) sont les premiers à s'être intéressés à la quantification du coût attentionnel alloué au contrôle postural. Pour cela, 10 personnes non-obèses (IMC = $22,4 \pm 1,3$ kg/m², âge = $42,4 \pm 15,1$ ans) et 10 personnes obèses (IMC = $35,2 \pm 2,8$ kg/m², âge = $46,2 \pm 19,6$ ans) avaient pour consigne de maintenir un niveau optimal de stabilité posturale, sur une plateforme de force dans deux conditions (assis et debout sur un pied), en situation de simple tâche et en situation de double tâche (posture et temps de réaction à des stimuli sonores). Les résultats de cette étude ont révélé que les oscillations du CP et le temps de réaction augmentent fortement en situation de double tâche, mais seulement chez les personnes obèses (**Figure III.8**). Ils en concluent que l'obésité provoque une sollicitation accentuée des ressources attentionnelles pour contrôler l'équilibre.

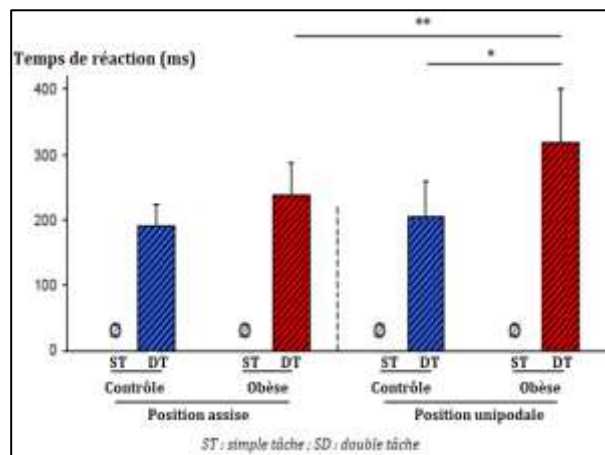


Figure III.8 : Temps de réaction pour le groupe contrôle et obèse en position assise et unipodale (*d'après Mignardot et al., 2010*).

4.4. Contribution musculaire

L'effet de l'obésité sur la capacité de la production de la force maximale isométrique et isocinétique au niveau des membres inférieurs a été largement évalué dans différentes populations expérimentales d'âges variés : adolescents (Blimkie et al., 1990; Maffiuletti et al., 2008), adultes (Hulens et al., 2001; Maffiuletti et al., 2007) et personnes âgées (Rolland et al., 2004; Zoico et al., 2004). Bien que les méthodologies de ces études diffèrent, elles s'accordent toutes sur le fait que la force musculaire maximale absolue (*i.e.*, la capacité d'exercer une force maximale sans tenir compte de la masse corporelle) est plus importante chez les personnes obèses que chez les personnes non-obèses. Par contre, lorsque cette force est normalisée à la masse corporelle (*i.e.*, force maximale relative) sa valeur devient plus faible chez les personnes obèses que chez les personnes non-obèses.

4.4.1. Chez les adultes obèses

L'une des premières études portant sur les effets de l'obésité sur la force musculaire dans une population adulte a été menée par Hulens et al., (2001). Ces auteurs ont rapporté que la force maximale (MVC) des muscles antigravitaires (*e.g.*, les extenseurs du genou, les extenseurs du dos et les abdominaux obliques) étaient plus importantes chez les adultes obèses que chez les non-obèses. Cependant, lorsque la MVC des extenseurs du genou était normalisée par rapport à la masse maigre, elle devenait significativement inférieure de 6 à 7%, chez les sujets obèses par rapport aux non-obèses. De même, lors d'une flexion plantaire maximale, la force absolue produite par le GM était plus importante chez les personnes obèses comparée à celle des non-obèses, mais, plus faible quand elle était normalisée par rapport au volume musculaire du GM (Tomlinson et al., 2014). La différence entre les deux populations concernant la force absolue a été expliquée par le fait que le supplément d'adiposité, telle qu'il est observé chez les personnes obèses, pourrait agir comme un stimulus de surcharge sur les muscles antigravitaires (*e.g.*, les extenseurs du genou), favorisant le gain de force (Erskine et al., 2010). Théoriquement, ce stimulus est comparé à un stimulus d'entraînement de force (*i.e.*, plus nous augmentons la charge à soulever plus nous gagnerons de force) (Mignardot, 2011).

4.4.2. Chez les personnes âgées obèses

Comme indiqué auparavant, l'obésité favorise le déclin sarcopénique, chez la personne âgée. Parce que le tissu adipeux peut agir comme un organe endocrinien sécrétant des cytokines inflammatoires (Kershaw & Flier, 2004), il a été proposé que l'augmentation de ces hormones circulantes pourrait jouer un rôle dans la réponse à l'inflammation systémique aiguë et chronique liée à l'obésité (Hotamisligil et al., 1995; Juge-Aubry et al., 2003) et stimuler la

dégradation des protéines musculaires (Garcia-Martinez et al., 1993). Il s'ensuivrait une atrophie musculaire et une réduction de la synthèse protéique (Mercier et al., 2002).

Par ailleurs, Tomlinson et al., (2016) ont proposé un schéma explicatif de l'interaction entre le vieillissement et l'obésité et son effet sur la fonction neuromusculaire (**Figure III.9**). Ces auteurs ont expliqué que la combinaison des effets de l'obésité et du vieillissement « *l'obésité sarcopénique* » quand elle est associée à la sédentarité pourrait favoriser le processus de la dégradation neuromusculaire, provoquant une diminution de la capacité de production de la force, et par conséquent, une dégradation des capacités fonctionnelles.

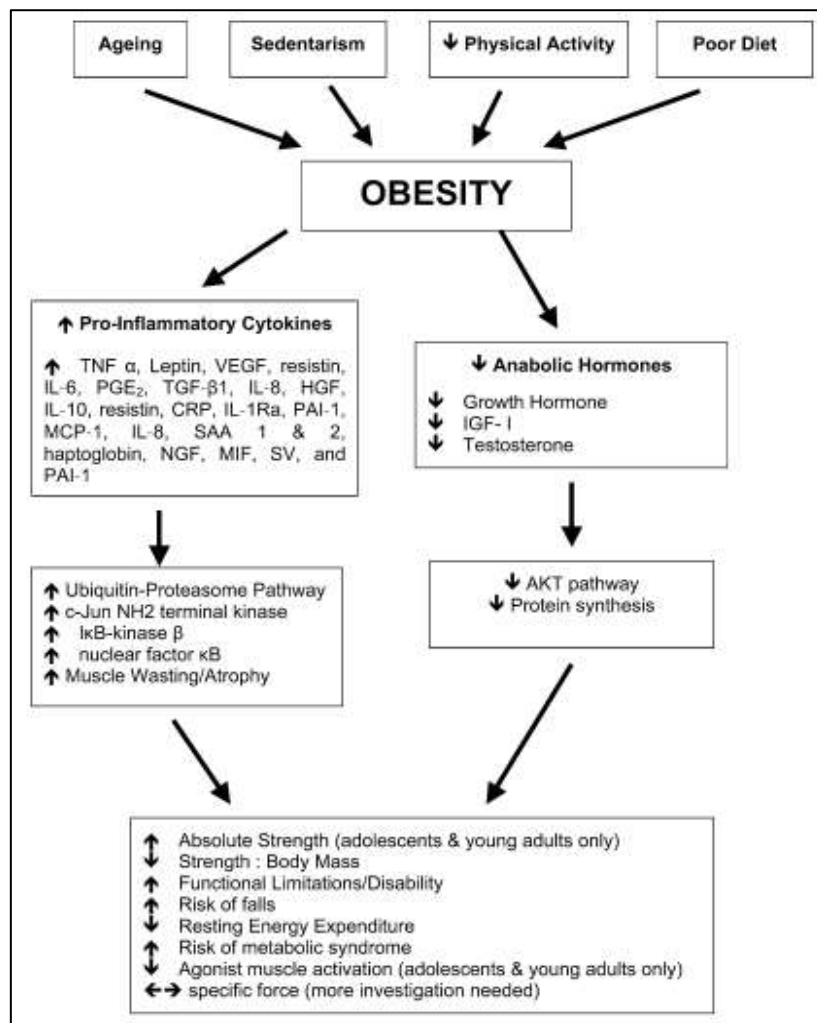


Figure III.9 : Facteurs contribuant à la dégradation neuromusculaire chez les personnes âgées obèses (d'après Tomlinson et al., 2016)

En résumé, l'obésité est associée à une dégradation des capacités de la régulation de l'équilibre et de la marche. Chez les adultes obèses, ces dégradations sont liées, principalement, aux changements de la géométrie du corps et/ ou à une dégradation des capacités proprioceptives. Toutefois, chez les personnes âgées obèses les mécanismes contribuant aux dégradations des capacités de l'équilibre et de la marche ne sont pas encore clairement identifiés.

Chapitre IV : Activité Physique Adaptée

'Ce chapitre concerne la revue des connaissances actuelles autour des recommandations de la pratique de l'activité physique et de ses effets sur le contrôle postural d'une population âgée, obèse et âgée obèse. Nous présentons, ainsi, quelques méthodologies de prise en charge spécifiques à chacune de ces populations.'

Sommaire

1. Recommandations -----	82
2. Effets sur les capacités posturales des personnes âgées-----	83
3. Effets sur les capacités posturales des personnes obèses -----	84
4. Effets sur les capacités posturales des personnes âgées obèses -----	85

1. Recommandations

Le niveau d'inactivité physique (sédentarité) augmente considérablement dans de nombreux pays, ce qui conduit à un développement de certaines maladies et de leurs facteurs de risque. A titre d'exemple, l'inactivité physique est estimée comme étant la principale cause d'environ 30% de l'obésité (OMS⁷, 2010).

Par ailleurs, il a été démontré que la participation à une activité physique (AP) régulière réduit le risque d'entrée dans la dépendance des personnes âgées (**Figure IV.1**) (Duchateau et al., 2014). De plus, puisque cette dernière est un déterminant-clé de la dépense énergétique, elle apparaît également fondamentale pour l'équilibre énergétique et donc pour le contrôle du poids des personnes souffrant d'obésité (Teasdale et al., 2007).

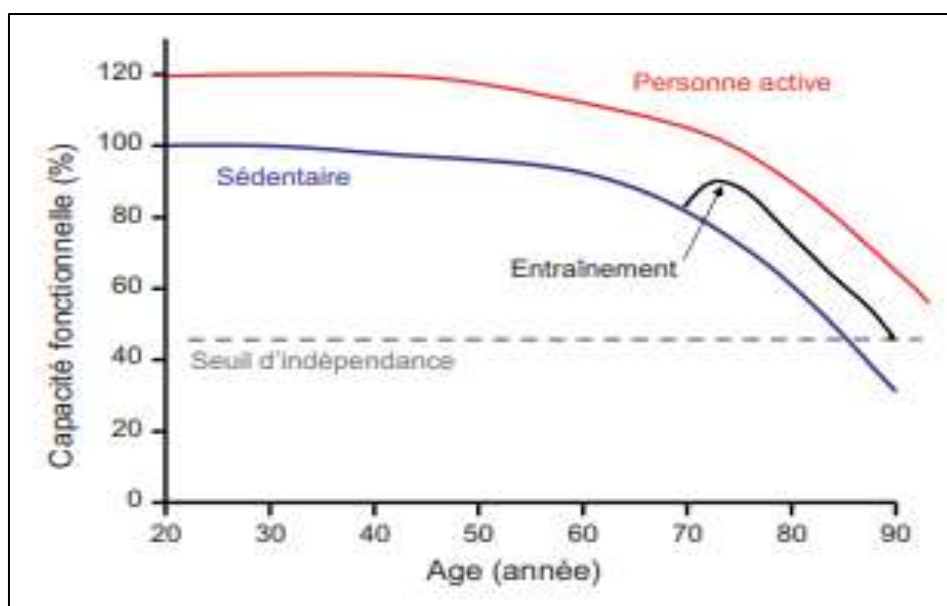


Figure IV.1 : Evolution de la capacité fonctionnelle en fonction de l'âge et importance de l'activité physique comme facteur-permettant de retarder le passage sous le seuil de l'indépendance (d'après Duchateau et al., 2014).

Il a été démontré que l'activité physique permet de maintenir les capacités fonctionnelles des personnes âgées, notamment celles permettant de contrôler l'équilibre dans les situations statiques et durant la marche (Albinet et al., 2006; Baumgartner et al., 2004a; Gauchard et al., 2003; Woo et al., 1995)

Dans ce contexte, l'OMS (2010) a fortement recommandé l'activité physique pour les personnes âgées de 65 ans et plus ; « *Les personnes âgées devraient pratiquer une activité physique trois fois ou plus par semaine pour améliorer leur équilibre et prévenir leurs risques*

⁷OMS : Organisation mondiale de la santé, rapport 2010

de chutes... », « Les activités de renforcement musculaires impliquant les principaux groupes musculaires devraient être effectuées deux fois par semaine... », « Lorsque ces personnes ne peuvent pas effectuer la quantité d'activité physique recommandée, elles doivent alors être actives, en fonction de leurs conditions physiques... ».

De même, « *Il est recommandé que les personnes en situation d'obésité pratiquent une activité physique au moins 60 minutes par jour, de modérée à intense, qui soit appropriée du point de vue du développement et qui implique diverses activités* » (OMS, 2010). Dans ce contexte, plusieurs auteurs ont mis en avant l'effet positif de l'activité physique sur l'autonomie des personnes obèses, permettant d'améliorer leurs capacités fonctionnelles, notamment leur équilibre postural et leurs capacités de marche (Bernard et al., 2004; Handrigan et al., 2010; Teasdale et al., 2007).

Généralement, quel que soit la population et l'objectif à atteindre à travers l'AP, l'HAS (2009)⁸ prescrit que la mise en place d'un programme d'AP s'effectue en trois étapes. Tout d'abord, rechercher les signes de gravité. Ensuite, rechercher les facteurs de risques. Enfin, proposer des interventions capables de réduire ces risques et l'aggravation des altérations. Ces interventions doivent être qualitativement et quantitativement adaptées à la population prise en charge d'où le terme d'activités physiques adaptées (APA). Plus précisément, le NICE⁹ indique que le renforcement musculaire et les exercices d'équilibre sont des outils pertinents et efficaces pour tout programme d'APA dont le but est la prévention des chutes. Cet organisme met aussi en évidence que la mise en place de l'APA passe par un bilan initial permettant d'objectiver à un instant donné les capacités restantes des patients et leurs limites.

2. Effets sur les capacités posturales des personnes âgées

Il est aujourd'hui bien admis que l'AP est un moyen non médicamenteux efficace pour ralentir le processus de vieillissement et réduire les conséquences qui lui sont associées (Jeandel & Vuillemin, 2000; Mareschal & Genton, 2014; Reichhart et al., 2016). Cornillon et al., (2002) ont montré que dix séances d'AP basées sur des exercices de renforcement musculaire, de coordination et d'équilibre permettent d'améliorer les capacités fonctionnelles et de diminuer le taux d'incidence des chutes chez des personnes âgées en bonne santé. De plus, Mareschal & Genton, (2014) ont également montré que la pratique régulière d'exercices d'endurance, de résistance, d'équilibre et de souplesse, participe au maintien de l'autonomie et à la diminution de la mortalité des personnes âgées. Parmi les nombreux bienfaits démontrés de l'AP, il a été

⁸HAS : Haute Autorité de Santé, rapport de 2009.

⁹NICE : National Institute for Health and Care Excellence, 2015

démontré que celle-ci réduit la dépense énergétique lors de la marche, augmente la flexibilité et la force musculaire, améliore la fréquence, la régularité, la symétrie et la vitesse de marche (Jeandel & Vuillemin, 2000; Keysor & Jette, 2001; Macko et al., 1997; Silver et al., 2000), tant chez des personnes âgées vivant à domicile qu'institutionnalisées (Venturelli et al., 2011).

Divers types d'activités ont été testés auprès des populations âgées. Certains auteurs se sont tournés vers des exercices de type aérobie (Bouaziz et al., 2017; Mangione et al., 1999; Miu et al., 2008), d'autres vers le renforcement musculaire seul (Cattagni et al., 2015). Plusieurs ont mis en place des programmes combinés basés sur des exercices d'équilibre, de renforcement, de souplesse et de coordination (Albinet et al., 2006; Cornillon et al., 2002; Hue et al., 2001). Quelles que soient les méthodologies de programmation appliquées, leurs durées (avec des cycles allant de huit semaines deux à douze mois), la fréquence des séances (d'une à cinq séances hebdomadaires, de 30 à 90 minutes), toutes ces études démontrent les bénéfices de l'AP sur les capacités de l'équilibre et de la marche permettant ainsi, la prévention et/ou la réduction du risque de chute.

3. Effets sur les capacités posturales des personnes obèses

Il n'existe aucun accord sur une méthodologie de prise en charge idéale par l'AP pour la prévention du risque de chute et sur le contrôle postural des personnes obèses. Cela peut être expliqué par le fait que la chute est un phénomène multifactoriel et qu'il demeure ainsi complexe de prendre en compte l'intégralité de ses facteurs de risques (Del Porto et al., 2012).

Plusieurs auteurs ont montré que l'AP permet de réduire la masse corporelle, notamment la masse grasse, facteur limitant du contrôle postural (Hue et al., 2007). En favorisant la perte de masse corporelle, l'AP induirait une amélioration des paramètres posturaux tels que la vitesse et le déplacement du CP dans les axes médio-latéral et antéro-postérieur (Teasdale et al., 2007). Pour Handrigan et al., (2010), la perte de masse corporelle est plus efficace pour améliorer le contrôle postural que l'augmentation ou le maintien de la force musculaire. Ces auteurs ont alors suggéré que les programmes visant à améliorer le contrôle postural des personnes obèses devraient principalement cibler la perte de masse corporelle. Ce constat est renforcé par l'observation de Handrigan et al., (2012) qui ont révélé l'absence de lien direct entre le contrôle postural statique et la force musculaire des personnes obèses.

Par ailleurs, Maffiuletti et al., (2005) ont évalué l'effet d'un programme d'AP visant uniquement la perte de la masse corporelle et celui d'un programme visant la perte de la masse corporelle combiné à des exercices de renforcement, chez 19 sujets ayant une obésité modérée et 20 sujets ayant une obésité massive. Seulement le groupe ayant participé au programme

combiné a amélioré son temps de maintien de l'équilibre et réduit sa surface d'oscillations. Ils concluent donc que la force musculaire est un facteur à prendre en compte dans le processus de prise en charge des personnes obèses.

Par conséquent, si une prise en charge par l'AP visant uniquement la perte de masse corporelle a montré des effets positifs sur la capacité d'équilibre des personnes obèses, il semble que la combinaison entre l'entraînement en force et en équilibre serait la meilleure modalité de prise en charge des personnes obèses, pour faciliter la perte corporelle et ainsi de réduire le risque de chute.

4. Effets sur les capacités posturales des personnes âgées obèses

Melzer & Oddsson (2016) ont montré que l'obésité présente une contrainte additionnelle lors de la régulation posturale des personnes âgées, ce qui nécessite alors une prise en charge particulière. Ceci dit, ces auteurs n'ont pas donné d'autres indices concernant la caractérisation des troubles de l'équilibre dynamique des personnes concernées, notamment lors de la marche, ni sur la teneur d'une prise en charge spécifique. Récemment, Kritchevsky et al., (2017) ont mis en avant qu'un programme d'AP bien structuré pouvait être une modalité satisfaisante dans la prise en charge des personnes âgées obèses afin de réduire leurs risques de dépendance. Toutefois, aucune information concernant la méthodologie de mise en place du protocole, de qualité et de quantité d'exercices à proposer, n'a été fournie.

Lors de ce travail, nous nous intéressons à évaluer l'efficacité d'un programme d'APA basé sur des exercices d'équilibre, de renforcement musculaire et de motricité et avec une quantification de charge d'entraînement adéquate sur les capacités d'équilibre et de la marche chez les personnes âgées obèses.

OBJECTIFS & HYPOTHESES

L'obésité et le vieillissement altèrent les capacités de l'équilibre et de la marche des individus, altération potentiellement associées à une plus grande difficulté à réaliser les activités de la vie quotidienne. D'une part, l'obésité induit une instabilité posturale et une dégradation des capacités de la marche, liée aux changements de la géométrie du corps (*e.g.*, circonférences de la taille et de la hanche). D'autre part, l'avancée en âge se caractérise, entre autres, par une diminution de la masse et la force musculaire (*i.e.*, sarcopénie), impactant les capacités d'équilibration et de la marche.

Bien que ces deux phénomènes, de part et d'autre, altèrent les capacités d'équilibre et de la marche, leurs effets combinés, tels qu'ils sont observés chez les personnes âgées obèses, ne sont pas encore clairement identifiés. Nous pouvons, ainsi, nous interroger sur les mécanismes neuromusculaires contribuant à ces altérations et sur l'efficacité de l'activité physique comme un moyen de reconditionnement. Les objectifs de ce travail sont donc :

- i)* De caractériser les capacités d'équilibration et de la marche d'individus selon leur âge et leur indice de masse corporelle.
- ii)* D'établir à partir des données mobilisées, un programme d'APA visant à améliorer les capacités d'équilibration et de la marche des individus âgés obèses.
- iii)* D'évaluer les effets de ce programme auprès d'individus âgés et obèses institutionnalisés.

Ce travail de thèse s'appuie sur deux hypothèses générales. Premièrement, les effets combinés de l'âge et de l'obésité, tels qu'ils sont observés chez les personnes âgées obèses, amplifient les altérations des capacités de l'équilibre et de la marche. Deuxièmement, un programme d'APA basé sur des exercices d'équilibre, de motricité et de renforcement musculaire permet d'améliorer ces capacités chez une population âgée obèse institutionnalisée.

Programme expérimental

Etude 1

Caractérisation de l'équilibre statique chez les personnes âgées obèses

Objectifs : analyser l'effet combiné de l'âge et de l'obésité sur l'équilibre statique, les activités musculaires des muscles mobilisateurs de l'articulation de la cheville et les capacités de production de la force

Hypothèse : i) l'obésité a un effet négatif additionnel aux effets liés au vieillissement sur le contrôle postural ii) les altérations posturales liées à l'obésité sont associées à une augmentation des activités musculaires des muscles mobilisateurs de l'articulation de la cheville iii) l'obésité n'agit pas contre l'effet du vieillissement sur la production de la force.

Etude 2

Caractérisation des capacités de la marche chez les personnes âgées obèses.

Objectifs : analyser l'effet combiné de l'âge et de l'obésité sur les paramètres de la marche et les capacités neuromusculaires des muscles mobilisateurs de l'articulation de la cheville

Hypothèse : i) l'obésité a un effet négatif additionnel aux effets liés au vieillissement sur les paramètres de la marche ii) Ces altérations sont associées à une augmentation des activités musculaires des muscles mobilisateurs de l'articulation de la cheville

Etude 3

Effet d'un programme d'activités physiques adaptées chez les personnes âgées obèses.

Objectifs : tester l'effet d'un programme d'activités physiques adaptées sur les capacités d'équilibre et de la marche chez les personnes âgées obèses.

Hypothèse : un programme d'activités physiques adaptées permet d'améliorer les capacités de l'équilibre et de la marche chez les personnes âgées obèses.

METHODOLOGIE GENERALE

'Ce chapitre présente les protocoles, méthodes, et procédures suivies lors de l'investigation. Il rapporte également 'le matériel utilisé, et les paramètres exportés et traités et les précautions expérimentales prises en compte.'

Sommaire

1. Mesures anthropométriques-----	91
1.1. Composition corporelle-----	91
1.2. Tour de taille et tour de hanches-----	91
2. Plate-forme de stabilométrie-----	91
2.1. Procédures expérimentales-----	91
2.2. Paramètres exportés-----	93
3. Tapis roulant-----	95
3.1. Procédures expérimentales-----	95
3.2. Les paramètres exportés-----	96
4. Electromyographie de surface-----	98
4.1. Chaines d'acquisition et électrodes-----	99
4.2. Placement des électrodes-----	100
4.3. Traitements des signaux EMG-----	101
5. Dynamomètre de force-----	101
5.1. Procédures expérimentales-----	101
5.2. Paramètres exportés-----	102

1. Mesures anthropométriques

1.1. Composition corporelle

Dans les trois études, la masse corporelle et le pourcentage de graisse ont été mesurés grâce à une balance impédancemètre (Tanita ; SC 240-Class III ; Tanita Europe B.V, Amsterdam, Pays-Bas). Après avoir entré les paramètres personnels du patient (âge, sexe, taille), le sujet a été invité à monter sur la balance, placer les talons et les pointes des pieds au niveau des capteurs et à garder la position debout statique jusqu'à l'affichage des données. Ces mesures ont été effectuées le matin et à jeun. A partir de ces données, la MM a été calculée en utilisant les formules suivantes (Gartner et al., 2004) :

$$\text{Masse grasse (kg)} = \text{Masse graisseuse (\%)} * \text{masse corporelle (kg)}$$

$$\text{Masse maigre (kg)} = \text{Masse corporelle (kg)} - \text{Masse grasse (kg)}$$

1.2. Tour de taille et tour de hanches

Le tour de hanches et de la taille ont été mesurés au moyen d'un mètre-ruban. Pour le tour de taille, les sujets ont été invités à se tenir debout, ensuite, le mètre à ruban a été passé autour de l'abdomen à l'endroit le plus creux. Pour le tour de hanches, le mètre a été passé autour du pubis (à la hauteur des fesses).

2. Plate-forme de stabilométrie

2.1. Procédures expérimentales

Lors de l'étude 1, l'évaluation de l'équilibre orthostatique et des limites de stabilité posturale a été réalisée grâce à une plate-forme de stabilométrie (Zebris, modèle : FDM SX, Medical GmbH, Isny, Allemagne; Fréquence : 120 Hz) (**Figure V.1**), associée à son logiciel Zebris FDM software. Cette plate-forme est de 55 cm de longueur, 40 cm de largeur et de 2,1 cm de hauteur avec une surface active de 40,6×33,9 cm contenant 1920 capteurs arrangés en forme de matrice.

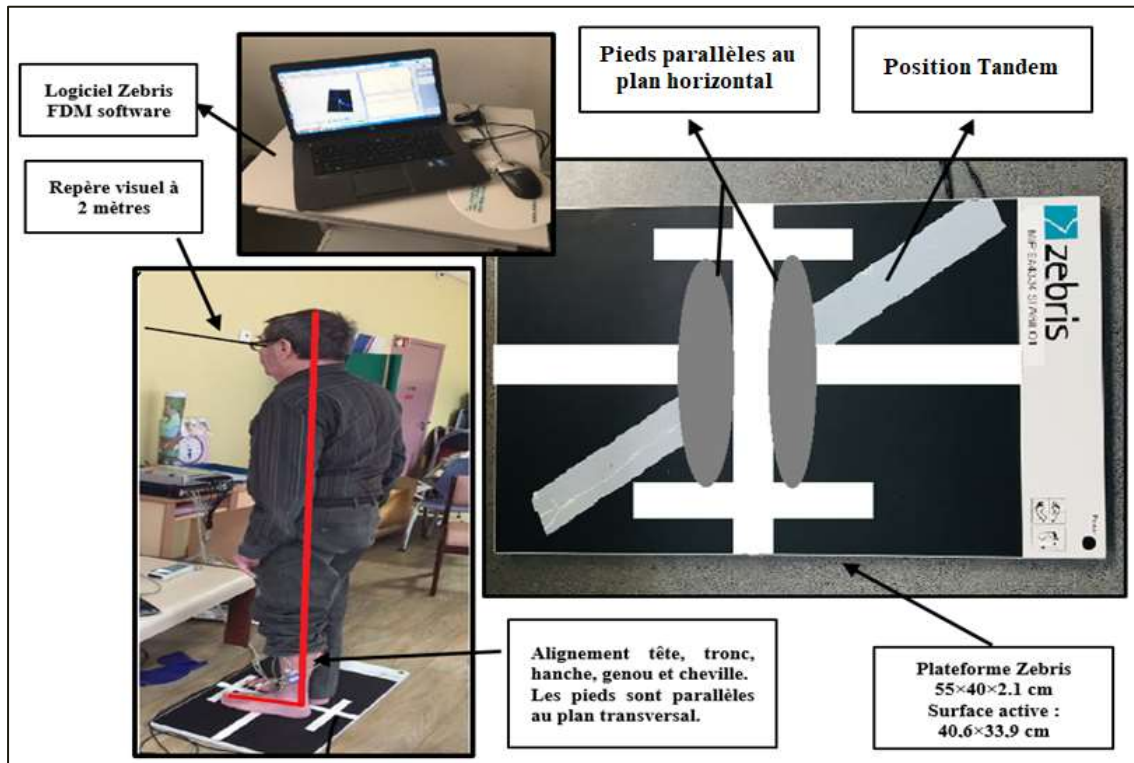


Figure V.1 : Plateforme stabilométrique de type Zebris Medical GmbH et de modèle FDM XS ayant permis l'acquisition des mesures.

Lors de l'évaluation de l'équilibre statique, les sujets ont été invités, tout d'abord, à garder la position debout sur la plate-forme de stabilométrie avec les pieds joints et orientés parallèlement au plan horizontal, les bras tout au long du corps. Ensuite, ils devaient fixer un repère visuel devant eux (2 mètres), et réaliser les essais posturaux en condition yeux ouverts (YO) et yeux fermés (YF). Dans un deuxième temps, ils ont été invités à orienter les pieds en diagonale de la plateforme, tout en gardant la pointe du pied de la jambe dominante derrière le talon de l'autre pied (position tandem). Pour les deux positions, l'emplacement des pieds a été marqué sur la plateforme par des bandes adhésives afin de standardiser la position des pieds sur la plate-forme (**Figure V.1**). Pour chaque condition (YO, YF, tandem), les sujets ont réalisé tout d'abord, un essai de familiarisation. Ensuite, ils ont enchaîné 3 essais de 30 secondes séparés par des périodes de 30 secondes de récupération pour éviter les effets de la fatigue et l'ennui. L'ordre des essais était randomisé.

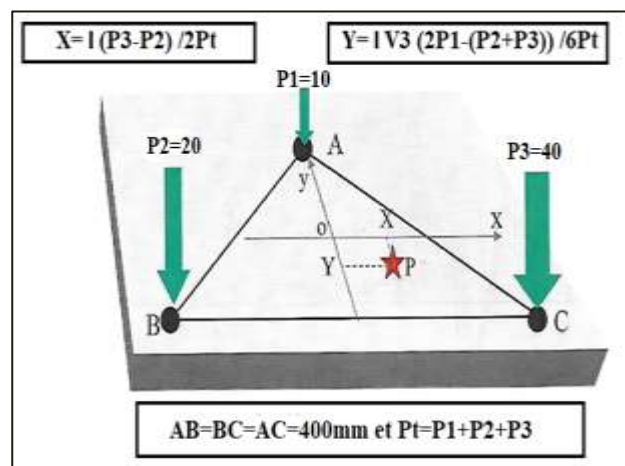
Pour de l'évaluation des limites de stabilité posturale, les sujets ont été amenés à se mettre debout sur une plate-forme de stabilométrie, les pieds joints et orientés parallèlement au plan horizontal avec les bras le long du corps. Ensuite, ils ont été invités à se pencher le plus loin possible dans les axes A-P (avant, arrière) et M-L (droite, gauche). Ils devaient garder les

pieds collés au sol et conserver leur corps en rotation rigide autour de l'articulation de la cheville et éviter le déplacement angulaire au niveau des autres articulations. Globalement, les sujets ont réalisé 8 essais, 2 essais pour chaque direction avec une minute de récupération entre les essais.

L'ensemble des données issues de l'évaluation de l'équilibre orthostatique (YO, YF et tandem) ainsi que celles de l'évaluation des limites de stabilité posturale (avant, arrière, gauche et droite) a été stocké dans un disque dur pour des traitements ultérieurs.

2.2. Paramètres exportés

Selon les normes AFP¹⁰, le principe de détermination du CP sur une plate-forme repose sur la mesure de trois forces de réaction au support sur lequel le sujet se met debout. Les trois forces sont mesurées par des capteurs de force disposés de façon à former les trois sommets d'un triangle équilatéral de 400 mm de côté. Ensuite, le logiciel associé calcule les coordonnées (X, Y) du CP par une formule qui prend en considération l'intensité de chacune des trois forces ainsi que le lieu géométrique de leur point d'application (**Figure V.2**). En se basant sur ce principe de calcul, le logiciel permet également de calculer d'autres paramètres stabilométriques, dites aussi paramètres de déplacement du CP, notamment la surface, la longueur et la vitesse d'oscillation du CP.



O est l'origine du repère orthonormé, située au barycentre du triangle équilatéral ABC

Figure V.2 : Modèle de détermination des coordonnées du centre de pression dans un repère orthonormé (x O y) à partir de 3 forces de réaction (Normes AFP).

¹⁰ AFP : Association Française de Posturologie

2.2.1. X moyen et Y moyen (mm)

Ces deux paramètres présentent les coordonnées du CP dans un repère orthonormé. X moyen présente la position du CP dans l'axe M-L et Y moyen présente sa position dans l'axe A-P. L'exemple illustré par la **Figure V.2**, présente les coordonnées X_i et Y_i du CP à un instant t . Dans cet exemple (Normes AFP) :

$$X_i = \frac{400(40-20)}{2(10+20+40)} = +57,14 \text{ mm} \quad \text{et} \quad Y_i = \frac{400\sqrt{3}(2*10-(20+40))}{6*70} = -66 \text{ mm}$$

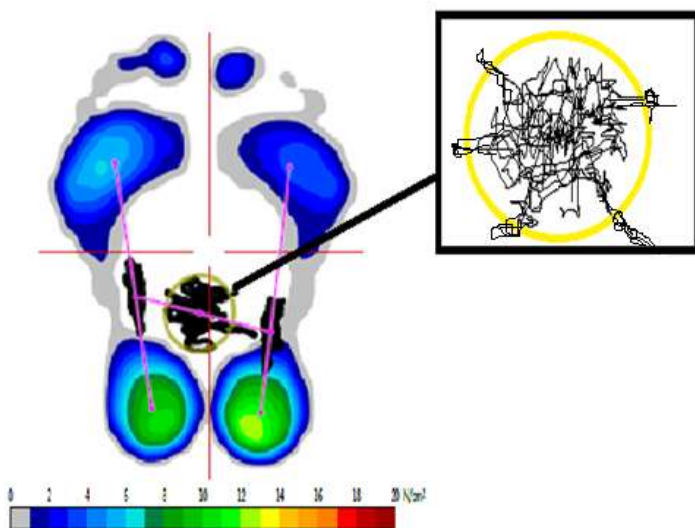
Le logiciel Zebris FDM software permet, ensuite de donner X moyen et Y moyen de toute l'acquisition (période du test) en utilisant la formule ci-dessus (Normes AFP85) :

$$X \text{ moyen (mm)} = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N (X_i) \quad \text{et} \quad Y \text{ moyen (mm)} = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N (Y_i)$$

2.2.2. La surface de l'ellipse de confiance à 95% (mm²)

Ce paramètre présente 95% de la surface occupée par les différentes positions instantanées du CP durant une acquisition (**Figure V.3**). A partir de l'ensemble des coordonnées des positions occupées par le CP, la surface a été calculée comme ci-dessous (Normes AFP) :

$$Surface (mm^2) = 0,5 \sum_{i=1}^{N-1} (X_{i+1} - X_{moyen})(Y_i - Y_{moyen}) - (X_i - X_{moyen})(Y_{i+1} - Y_{moyen})$$



Dans ce diagramme, la répartition de la pression sous les pieds est affichée en couleur. L'échelle de couleur permet de quantifier cette pression plantaire. Le point central montre les centres de pression au fil du temps. Les points gauches et droits sont les centres de pression respectifs des zones de contact (pied) gauche et droite. La zone d'ellipse de confiance affichée contient 95% des points de mesure du CP.

Figure V.3 : Surface d'oscillation après une évaluation posturale sur une plate-forme de stabilométrie de type Zebris Medical GmbH et de modèle FDM XS.

2.2.3. La longueur du déplacement du CP (mm)

Ce paramètre correspond à la somme des distances entre les différentes positions du CP durant une acquisition. Ce paramètre a été calculé en utilisant la formule suivante (Norme AFP) :

$$\sum dl = \sqrt{dxi^2 + dyi^2}$$

Xi et yi présentent deux positions quelconques du CP et dl présente la longueur entre ces deux positions.

2.2.4. La vitesse du déplacement du CP (mm.s⁻¹)

Ce paramètre correspond à la vitesse du déplacement du CP entre les différentes positions occupées durant une acquisition.

3. Tapis roulant

3.1. Procédures expérimentales

Lors de l'étude 2 et 3, l'analyse de la marche a été réalisée grâce à un tapis roulant (Zebris, Modèle : FDM-T, Zebris Médical GmbH, Isny, Allemagne) (**Figure V.4**) associée à son logiciel Zebris FDM software. Il s'agit d'un tapis de dimensions 184×84 cm, de hauteur 137 cm et de masse 85 kg. Il est équipé d'une matrice de capteurs de force (5376 unités ; fréquence : 100 Hz), permettant de détecter le déroulement des pas sur une surface de 94,8×40,6 cm.

Avant le test de marche sur tapis, les sujets ont été invités à marcher sur un couloir de 20 mètres à leur rythme habituel. Seule la vitesse sur 10 mètres a été mesurée pour déterminer leur vitesse de confort de marche. Ensuite, ils ont été invités à marcher sur le tapis pendant 4 minutes (période de familiarisation) jusqu'à atteinte progressive de leur vitesse de confort (Lavcanska et al., 2005). Une fois la phase de familiarisation achevée, le tapis était arrêté et le sujet invité à se reposer pendant 5 minutes. Dans le cas où le sujet éprouvait encore des difficultés à marcher normalement sur le tapis, 2 min de familiarisation supplémentaires étaient proposées. Sinon, les sujets ont réalisaient 3 essais d'une minute, séparés par des périodes de 5 minutes de pause. Les paramètres spatio-temporels, les forces de réactions au sol et les déplacements du CP pendant la marche ont été recueillis et stockés dans un disque dur pour des traitements ultérieurs.



Figure V.4 : Tapis roulant FDM-TLK3 (Zebris Médical GmbH, Allemagne).

3.2. Les paramètres exportés

3.2.1. Les paramètres spatio-temporels

Les paramètres recueillis englobent à la fois, des paramètres spatiaux tels que la longueur du pas (cm), la longueur de la foulée (cm), l'angle de rotation (degrés), la largeur du pas (cm) et des paramètres temporels tels que la durée du pas (s), la cadence (pas.s⁻¹), la vitesse de marche (m.s⁻¹). Une partie du rapport donné par le système Zebris est dédiée aux paramètres spatio-temporels de la marche, appelés aussi, géométrie de la marche (**Figure V.5**).

Rotation du pied, degré	Gauche	1.7±2.3	-10°		10°
	Droite	5.8±1.9			
Longueur du pas, cm	Gauche	52±5			140 cm
	Droite	54±3			
Longueur de la foulée, cm		107±7			140 cm
Largeur du pas, cm		6±1			

Figure V.5 : Exemple des paramètres spatio-temporels fourni par le logiciel Zebris.

3.2.2. Cycle de marche

Le logiciel Zebris permet de fournir les différentes phases de cycle de marche (%). Ce dernier décompose le cycle de marche en deux phases : phase d'appui et phase oscillante.

La phase d'appui est décomposée de trois phases : phase de 1^{er} double appui, phase de simple appui et phase pré-oscillante (**Figure V.6**).

Phase d'appui, %	Gauche	66.6±1.5		100 %
	Droite	69.4±1.2		
Premier double appui, %	Gauche	16.8±0.8		
	Droite	19.2±1.2		
Phase de simple appui, %	Gauche	30.5±1.4		
	Droite	33.4±2.0		
Phase pré-oscillante, %	Gauche	19.2±1.5		
	Droite	16.8±1.0		
Phase oscillante, %	Gauche	33.4±1.5		
	Droite	30.6±1.2		
Phase de double appui, %		36.0±1.7		

Figure V.6 : Exemple d'un cycle de marche fourni par le logiciel Zebris.

3.2.3. Les paramètres liés au déplacement du CP

Comme le montre la **Figure V.7**, le logiciel Zebris offre la possibilité de détecter la longueur du déplacement du CP dans les deux axes A-P et M-L (mm) pendant la phase d'appui et la phase de simple appui et sa vitesse d'oscillation.

Longueur lors de la phase d'appui, mm	Gauche	209.9±2.9		300 mm
	Droite	208.4±2.7		
Longueur lors de la phase de simple ap...	Gauche	128.5±3.4		
	Droite	131.6±4.3		
Position antéro-postérieure, mm		144.1±2.0		
Symétrie latérale, mm		-3.4±1.7		150 mm
Vitesse maximale du CdP, cm/s		165.7		

Figure V.7 : Exemple des paramètres liés aux déplacements du centre de pression fourni par le système Zebris lors d'une acquisition.

3.2.4. La force de réaction verticale au sol

La courbe présentant la FRv est constituée de deux pics (N) : Pic1 correspond au contact du talon au sol (*i.e.*, pic d'amortissement) et le Pic2 correspond à l'engagement pour poursuivre la marche (*i.e.*, pic de propulsion). Entre les deux pics, FRv chute au moment où le pied se trouve à plat. Généralement, chez un sujet sain, le Pic1 monte à 120% du poids corporel (1^{er} double appui), ensuite FRv baisse à 80% (simple appui) et enfin, le Pic2 monte de nouveau à 120% (pré-oscillation). Une partie du rapport fourni par le logiciel Zebris est dédiée à l'analyse de la variation de FRv (**Figure V.8**).


Pic force 1, N	Gauche	803.8		1200 N
	Droite	914.4		
Instant pic de force 1, %	Gauche	24		100%
	Droite	19		
Pic force 2, N	Gauche	949.4		1200 N
	Droite	971.0		
Instant pic de force 2, %	Gauche	48		100%
	Droite	48		

Figure V. 8 : Exemple des valeurs des pics de force fourni par le logiciel Zebris.

4. Electromyographie de surface

L'électromyographie de surface (EMG) est une méthode qui permet de quantifier l'activité électrique musculaire de manière non invasive lors d'une contraction musculaire volontaire ou en repos (Basmajian & De Luca, 1985). La stimulation de la cellule musculaire par le motoneurone alpha induit une dépolarisation membranaire (potentiel d'action), associée à une propagation d'ions le long de la membrane musculaire, provoquant la contraction musculaire. L'EMG permet, de détecter cette activité électrique (**Figure V.9**). Par conséquent les modalités de recrutement des unités motrices et les caractéristiques de la variation des potentiels d'actions qui se produisent dans les muscles (Bouisset & Maton, 1996; Fusco, 2008). Ce signal EMG résulte de la sommation algébrique de nombreux potentiels d'action. Il correspond à la quantification de l'activité d'une ou plusieurs unités motrices et représente l'activité électrique du muscle dans son ensemble (Bouisset & Maton, 1996). Le recueil du signal EMG peut se faire selon deux modes : le mode monopolaire et bipolaire. En mode monopolaire, une seule électrode permet le recueil des signaux électriques. Le mode bipolaire nécessite l'utilisation de deux électrodes fixées côte à côte sur la peau. C'est cette méthode qui est utilisée dans les expérimentations de cette thèse.

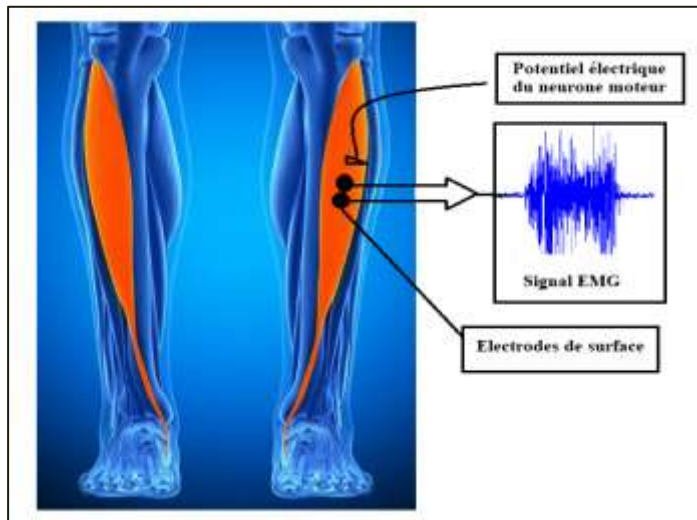


Figure V.9 : Principe de la mesure électromyographique.

4.1. Chaines d'acquisition et électrodes

Les signaux EMG ont été recueillis grâce à des paires d'électrodes de surface unipolaires (Uni-gel Single Electrode -T3425, Thought Technology Ltd, Montréal, Canada). La distance inter-électrodes (distance entre les centres des deux électrodes) était de 20 mm. Chaque électrode est équipée d'une surface adhésive permettant une fixation facile sur la peau et d'un bouton pression assurant sa liaison aux câbles. Les câbles ont été reliés à un amplificateur (Powerlab, g. BSamp 16-GT201, gain = 500, ADInstruments, Dunedin, Nouvelle-Zélande) et à un convertisseur analogique Powerlab 16/35, fréquence : 1000 Hz, ADInstruments, Dunedin, Nouvelle-Zélande) (**Figure V.10**). Les données recueillies ont été ensuite, traitées et analysées (*cf.*, titre 5.3).

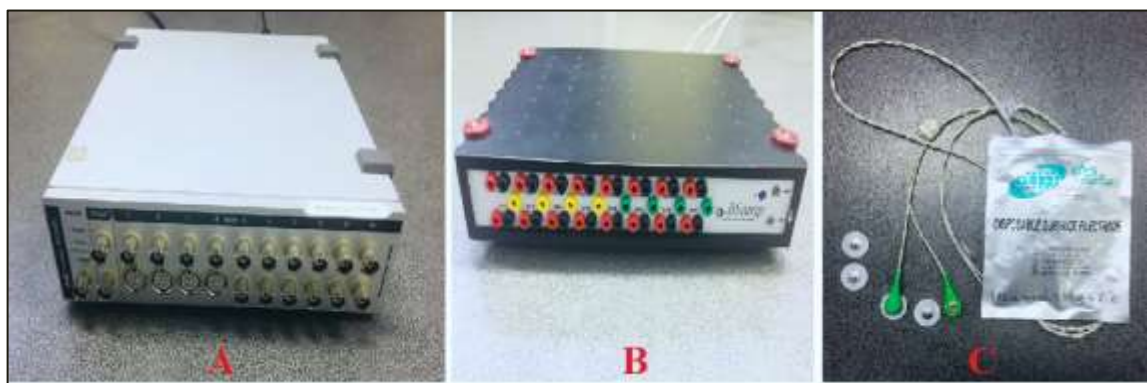


Figure V.10 : Système EMG utilisé pendant les expérimentations. A : convertisseur analogique, B : amplificateur, C : électrodes de surface.

4.2. Placement des électrodes

Le système EMG a été utilisé pour recueillir les signaux EMG de trois muscles ; le GM, le SOL et le JA de la jambe dominante (Melzer et al., 2001). Avant de poser les électrodes, la peau des parties musculaires concernées a été rasée puis nettoyée à l'aide de l'alcool à 70° (Hewson et al., 2003). La détermination de l'emplacement de pose des électrodes a été basée sur les recommandations SENIAM¹¹ (Hermens, 2000). Pour le GM, les électrodes ont été placées sur la partie la plus volumineuse du triceps sural et dans la direction de la jambe (**Figure V.11A**). Pour le SOL, elles ont été placées aux 2/3 de la ligne qui s'étale entre le condyle médial du fémur et la malléole interne et dans la direction de la ligne qui s'étale entre le condyle médial et la malléole médiale (**Figure V.11B**). Pour le TA, elles ont été placées à 1/3 de la ligne qui s'étale entre le bout de la fibula et la pointe de la malléole interne et dans la direction de cette ligne (**Figure V.11C**). Dans les trois cas, les électrodes ont été placées pendant que les sujets étaient en position de test et en train d'effectuer une contraction sous-maximale des muscles concernés afin de limiter l'influence du déplacement de la peau sur la mesure. Au total, pour chaque sujet, 7 électrodes ont été posées : 2 électrodes par muscle, et une électrode de référence été placée sur la tête de la fibula (partie anatomique neutre). Enfin, les électrodes ont été fixées à la peau par des bandes adhésives pour réduire les mouvements des câbles qui risquent de créer des parasites perturbant le signal EMG.

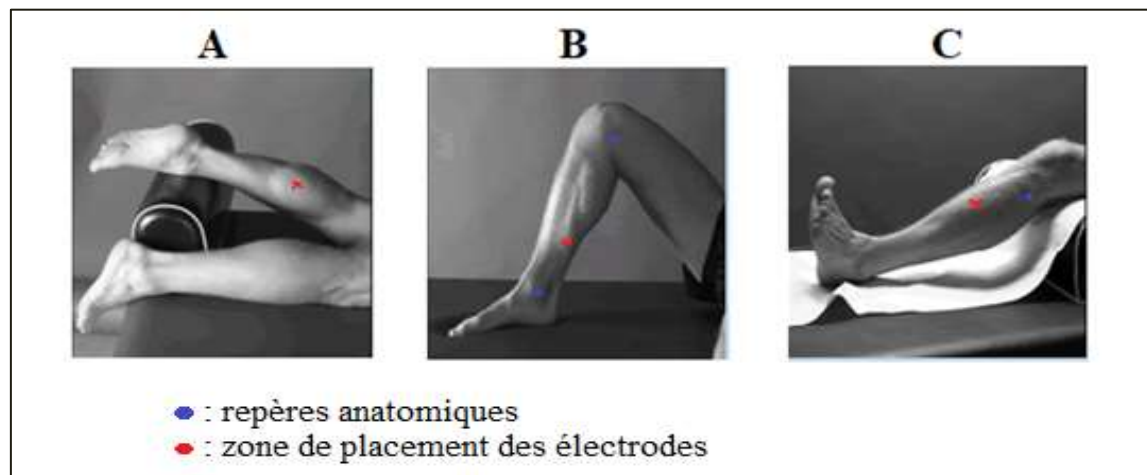


Figure V.11 : Recommandations SENIAM pour l'emplacement des électrodes lors de l'enregistrement du signal EMG du gastrocnémien médial (A), du soléaire (B) et du jambier antérieur (C).

¹¹ **SENIAM** : *Surface Emg for Noninvasive Assessment of Muscles*

4.3. Traitements des signaux EMG

Les signaux EMG recueillis (bruts) ont été filtrés par une bande passante de 15-1500 Hz via un filtre numérique Butterworth de second ordre afin d'éliminer le bruit ou les interférences de mouvement (Luca, Gilmore, Kuznetsov, & Roy, 2010). Puis, le traitement et l'analyse du signal EMG ont été réalisés via Matlab (Matlab R2013a, MathWorks, Natick, Etat-Unis). Les données ont été rectifiées et lissées en utilisant l'analyse de la moyenne des racines au carré (RMS : *root mean squared*) sur des fenêtres de 20 ms et le RMS de chaque signal EMG normalisé par rapport aux valeurs RMS maximales obtenues lors de la mesure des contractions maximales volontaires (voir titre 4), du GM, du SOL et du TA.

Pour la première étude, visant la caractérisation de l'activité musculaire pendant des tâches d'équilibre statique, les valeurs RMS normalisées ont été utilisées dans le traitement des données.

Pour la deuxième étude visant en partie, la caractérisation de l'activité musculaire pendant la marche, les valeurs RMS normalisées de chaque muscle ont été déterminées pour chaque cycle de marche (identifié entre deux appuis du talon de la même jambe) ainsi que pour ses différentes phases. Enfin, la moyenne des RMS normalisés des dix premiers cycles ont été utilisés dans le traitement statistique de cette étude.

Pour la troisième étude visant en partie, l'évaluation de l'APA sur les capacités neuromusculaires pendant l'équilibre et la marche, les mêmes démarches de traitement du signal lors de la première et la deuxième étude ont été suivies.

5. Dynamomètre de force

5.1. Procédures expérimentales

Lors des l'études 1 et 3, les force maximales volontaires (FMV) des FP et des FD de la jambe dominante (Melzer et al., 2001) ont été mesurées au moyen d'un dynamomètre de force (Sauter FL1K; Type : Force Gauge; Sauter GmbH, Balingen, Allemagne) pendant des contractions isométriques. Il s'agit d'un dynamomètre de dimensions 312×170 mm et de masse 773 g et qui fonctionne à une fréquence d'acquisition de 2000 Hz et avec une plage de mesure qui peut atteindre 1000 N.

Pour les FD, les sujets ont été invités à se tenir debout et à relever le pied, le plus fort possible (**Figure V.12.A**) (Nagai et al., 2013). Pour les FP, les sujets assis ont été invités à garder le dos, les fesses et les cuisses collés à la chaise et la jambe dominante tendue

horizontalement. Ensuite ils ont été invités à pousser le plus fort possible, avec le bout du pied sur le dynamomètre (**Figure V.12.B**) (Nagai et al., 2013).

Lors de chaque contraction, un fort encouragement verbal a été donné pour favoriser la production d'un effort maximal. Pour chaque condition, deux essais ont été réalisés avec une minute de repos entre les essais. L'ensemble des données a été utilisé pour des traitements ultérieurs.

5.2. Paramètres exportés

5.2.1. Force maximale absolue

Ce paramètre présente la force maximale (N) d'un muscle ou groupe musculaire investigué, sans tenir compte de la masse totale du sujet. Lors des études 1 et 2, il a été présenté par la plus grande valeur de force pic mesurée lors des deux essais (**Figure V.12**).

5.2.2. Force relative (N.kg⁻¹)

La force relative représente la force maximale absolue du muscle ou du groupe musculaire rapportée à la masse corporelle totale (N.kg⁻¹) (Handrigan et al., 2010) ou à la masse maigre (MM) (Paolillo et al., 2012). Dans ce travail, la force maximale a été normalisée par rapport à la MM.

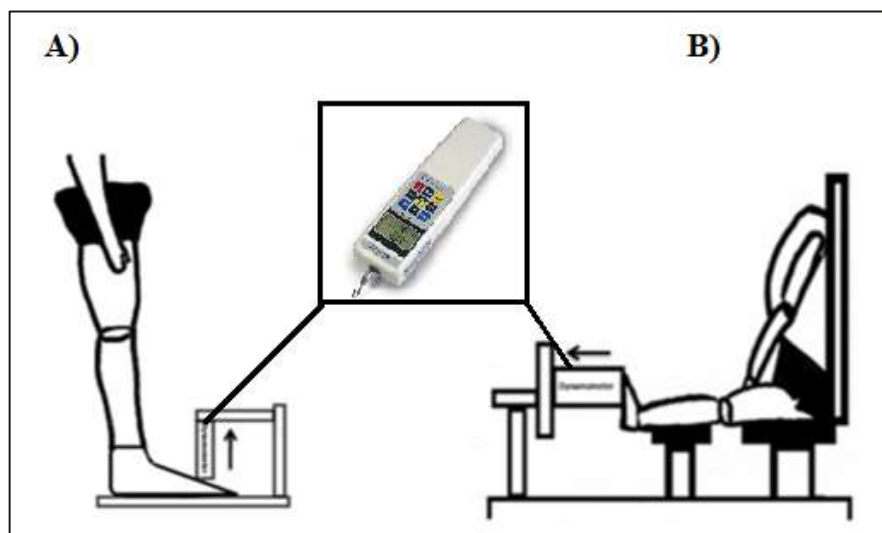


Figure V.12 : Positions appliquées pendant les contractions volontaires maximales des fléchisseurs dorsaux (A) et des fléchisseurs plantaires (B) de l'articulation de la cheville.

CADRE EXPERIMENTAL

'Ce chapitre est dédié à présenter les parties expérimentales, analyses des résultats ainsi que les discussions des études réalisées lors de ce travail de thèse'

Sommaire

Etude 1 : Caractérisation de l'équilibre statique chez les personnes âgées obèses -----	105
Etude 2 : Caractérisation des capacités de la marche chez les personnes âgées obèses -----	124
Etude 3 : Effets d'un programme d'activités physiques adaptées sur les capacités d'équilibre et de marche chez les personnes âgées et obèses-----	145

Etude 1 : Caractérisation de l'équilibre statique chez les personnes âgées obèses

❖ **Publication**

2018 - *Journal of Biomechanics*, 79, 198-206 (Cf., Annexes)

Combined effects of aging and obesity on postural control, muscle activity and maximal voluntary force of muscles mobilizing ankle joint

Maktouf Wael, Durand Sylvain, Boyas Sébastien, Pouliquen Camille & Beaune Bruno (2018)

<https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2018.08.017>

❖ **Communication affichée**

2017 - Journée scientifique "Longévité, Mobilité, Autonomie", Nantes

L'instabilité posturale et l'activité des muscles mobilisateurs de l'articulation de la cheville chez les personnes âgées obèses

Maktouf Wael, Durand Sylvain, Beaune Bruno, Pouliquen Camille & Boyas Sébastien

❖ **Communication orale**

2016 - 6^{ème} Colloque Sports et Recherche en Pays de la Loire, Le Mans 2016

Quelle est l'influence de l'obésité sur le contrôle de l'équilibre chez les personnes âgées?

Maktouf Wael, Beaune Bruno, Boyas Sébastien, Pouliquen Camille & Durand Sylvain

Sommaire

1. Introduction-----	107
2. Matériels et méthodes-----	108
2.1. Sujets -----	108
2.2. Protocole expérimental -----	109
2.3. Analyses statistiques -----	110
3. Résultats-----	110
3.2. Analyses des corrélations-----	112
4. Discussion -----	113
4.1. Effets de l'obésité sur l'équilibre et la contribution des activités musculaires et de la force -----	113
4.2. Effets de l'âge sur l'équilibre et la contribution des activités musculaires et de la force -----	115
4.3. Effets combinés de l'âge et de l'obésité sur l'équilibre et la contribution des activités musculaires et de la force -----	115
5. Conclusion-----	116

1. Introduction

L'analyse de l'ensemble des données issues de la bibliographie suggère que l'obésité et le vieillissement, de part et d'autre, affectent négativement le contrôle postural statique (Cattagni et al., 2015; Hue et al., 2007), conduisant à une perte d'autonomie dans la réalisation des activités de la vie quotidienne (Del Porto et al., 2012; Villareal et al., 2005).

D'une part, l'obésité est associée à une instabilité posturale (Hue et al., 2007; Melzer & Oddsson, 2016; Son, 2016) liée aux changements de la géométrie du corps (*e.g.*, circonférences de la taille et de hanches). En effet, l'augmentation de MG de chaque segment corporel (Fabris de Souza et al., 2005; Rodacki et al., 2005), et ce particulièrement dans la région abdominale, induit un déplacement antérieur du CP par rapport à l'axe de rotation (*i.e.*, l'articulation de la cheville dans le modèle du pendule inversé) (Corbeil et al., 2001; Hue et al., 2008). Cette position du CP avancée induit une augmentation du couple de force au niveau de la cheville accélérant l'oscillation du corps (Corbeil et al., 2001; Simoneau & Teasdale, 2015). Par conséquent, les personnes obèses doivent générer un couple de force approprié plus rapidement au niveau de la cheville et avec un taux de développement très élevé pour rétablir un équilibre similaire à celui des personnes non-obèses (Hue et al., 2007). De plus, un tel balancement pourrait augmenter l'activité musculaire du GM et du SOL pour faire face à cette instabilité posturale (Loram et al., 2004). Cependant, à notre connaissance, l'activité musculaire au niveau des muscles mobilisateurs de l'articulation de la cheville chez les personnes obèses n'a pas encore été examinée.

D'autre part, le vieillissement est associé à des changements progressifs au niveau du système musculo-squelettique (Hatzitaki et al., 2005; Maki & McIlroy, 1996). Plus spécifiquement, Kent-Braun et al., (2002) ont rapporté une diminution de 16% de la masse musculaire des FD de la cheville et Rice et al., (1989) ont montré une diminution de 38% de la masse musculaire des FP de la cheville chez les personnes âgées de plus que 65 ans. La diminution de la masse musculaire (*i.e.*, sarcopénie) chez les personnes âgées affecte négativement la capacité musculaire à produire de la force (Hatzitaki et al., 2005; Lord et al., 1991). Il a été également démontré que pour compenser ce déclin neuromusculaire, les personnes âgées, quand elles sont en position debout, augmentent les activités des muscles mobilisateurs de la cheville (Donath et al., 2015; Laughton et al., 2003; Nagai et al., 2013).

Comme il a été mentionné précédemment, le vieillissement et l'obésité sont associés à une augmentation des oscillations posturales, entraînant des limitations fonctionnelles et éventuellement, une prédisposition aux blessures (Handrigan et al., 2017; Wearing et al., 2006).

Dutil et al., (2013) ont expliqué que l'obésité chez les personnes âgées pourrait être considérée comme un facteur additionnel contribuant aux chutes. Cependant, la littérature a rapporté des résultats contradictoires concernant l'effet de l'obésité sur le contrôle postural chez les personnes âgées. En effet, Pereira et al., (2017) ont montré que l'augmentation de l'indice de masse corporelle n'influence pas la régulation posturale chez les personnes âgées alors que d'autres études ont rapporté que l'obésité altère le contrôle postural statique chez cette population (Dutil et al., 2013; Melzer & Oddsson, 2016; Rossi-Izquierdo et al., 2015). Cependant, aucune de ces études n'a fourni des indications sur les mécanismes sous-jacents du contrôle postural chez les personnes âgées obèses.

A travers cette étude, nous allons investiguer l'influence de l'âge et/ou de l'obésité sur le contrôle postural, les activités musculaires au niveau de la cheville lors des tâches posturales ainsi que les capacités de production de force. Nous supposons que : *i*) l'obésité a un effet négatif additionnel aux effets liés au vieillissement sur le contrôle postural *ii*) les altérations posturales liées à l'obésité sont associées à une augmentation des activités musculaires au niveau de l'articulation de la cheville *iii*) l'obésité n'agit pas contre l'effet du vieillissement sur la production de la force. L'analyse des données issues de la bibliographie suggère que l'obésité et le vieillissement affectent négativement et indépendamment le contrôle postural statique (Cattagni et al., 2015; Hue et al., 2007), conduisant à une perte d'autonomie dans la réalisation des activités de la vie quotidienne (Del Porto et al., 2012; Villareal et al., 2005).

2. Matériels et méthodes

2.1. Sujets

Soixante-douze personnes ont été volontaires pour participer à cette étude. Quatre groupes ont été constitués en fonction de leur âge et leur IMC : un groupe contrôle (GC ; n=25 ; âge : $23,5 \pm 4,2$ ans ; IMC : $21,4 \pm 2,5$ kg/m²), un groupe d'adulte obèses (GO ; n=25 ; âge : $35,2 \pm 4,7$ ans ; IMC : $39,6 \pm 2,5$ kg/m²), un groupe de personnes âgées non-obèses (GA ; n=15 ; âge : $77,1 \pm 4,7$ ans ; IMC : $24,8 \pm 0,5$ kg/m²) et un groupe de personnes âgées obèses (GAO ; n=12 ; âge : $78,6 \pm 4,2$ ans ; IMC : $34,5 \pm 2,0$ kg/m²). Ces personnes ne présentaient aucun trouble au niveau des membres inférieurs et étaient dénuées de toutes pathologies cardiovasculaires, mentales, psycho-comportementales. Leurs données anthropométriques sont présentées dans le **Tableau VI.1**. Toutes les procédures ont été réalisées en conformité avec les prescriptions éthiques de la déclaration d'Helsinki (2004).

2.2. Protocole expérimental

2.2.1. Mesures anthropométriques

La taille, le tour de hanches et de la taille ont été mesurés au moyen d'un mètre-ruban. La masse corporelle, la MM, la MG et le pourcentage de graisse ont été déterminés par impédancemétrie (*cf.*, titre 1 méthodologie générale).

2.2.2. Evaluation de la force maximale volontaire

La FMV a été évaluée par un dynamomètre de force pendant des contractions maximales volontaires isométriques des FP et des FD de la jambe dominante (*cf.*, titre 5.1 méthodologie générale). A travers ces mesures, la force absolue et la force relative (Force absolue / MM) ont été extraites.

2.2.3. Evaluation de l'équilibre statique

L'équilibre pendant la situation debout statique a été mesuré avec une plate-forme de stabilométrie (*cf.*, 2.1 méthodologie générale). Trois conditions de test ont été mises en place : pieds joints et YO, pieds joints et YF et enfin, en position tandem et YO. Pour chaque condition, les sujets ont réalisé 3 essais. Chaque essai durait 30 s séparées par des périodes de 30 s de récupération. La moyenne de la surface de l'ellipse de confiance à 95% (surface, cm²) ainsi que la moyenne de la vitesse du déplacement du CP (vitesse, mm.s⁻¹) des trois essais de chaque condition ont été utilisées dans cette étude.

2.2.4. Evaluation des limites de stabilité posturale

Sur la même plate-forme, les sujets ont été invités de se pencher le plus loin possible sur les axes A-P (avant - arrière) et M-L (droite - gauche), les YO. Les participants ont réalisé 8 essais, 2 essais pour chaque direction avec 30 s de récupération entre les essais. Les coordonnées X et Y du CP ont été utilisés pour calculer le déplacement maximal parcouru par le CP le long des axes A-P (Y_{avant}, Y_{arrière}) et M-L (X_{droite}, X_{gauche}) en utilisant la formule suivante :

$$Distance\ maximale = \sqrt{(X\ final - X\ initial)^2 + (Y\ final - Y\ initial)^2}$$

X initial et Y initial présentent les coordonnées du CP avant l'inclinaison sur l'axe medio-latéral et antéro-postérieur, X final and Y final présentent les coordonnées du CP après l'inclinaison sur les deux axes.

2.2.5. Mesures électromyographiques

L'activité musculaire a été enregistrée au moyen d'EMG Powerlab 16/35. Deux électrodes unipolaires (Uni-gel Single Electrode -T3425, Thought Technology Ltd, Montréal,

Canada) ont été placées sur trois muscles ; le GM, le SOL et le JA de la jambe dominante pendant l'évaluation du contrôle posturale statique et les limites de stabilité posturale. Après l'enregistrement, le RMS (root mean square) de chaque signal EMG a été normalisé par rapport aux valeurs RMS maximales obtenues au cours de la mesure des FMV, pour le GM (RMS_{GM}), le SOL (RMS_{SOL}) et le TA (RMS_{TA}).

2.3. Analyses statistiques

Les analyses statistiques ont été effectuées à l'aide du logiciel Statistica Software 13.0 (Software, Inc., Tulsa, OK). La paramétricité des séries a été déterminée en utilisant les tests de Kolmogorov-Smirnov (normalité) et de Levene (homogénéité de la variance). Lorsque les hypothèses de paramétricité ont été vérifiées, une ANOVA à deux facteurs (âge×obésité) et un post-hoc (LSD multiple comparaison procedure) ont été appliqués en cas d'effet significatif. De plus, les relations entre CP, les FMV relatives et les activités musculaires de FP et des FD ont été évaluées par une analyse des corrélations (Pearson's correlations analysis). Les données ont été exprimées par leurs moyennes et leurs intervalles de confiance à 95%. Le seuil de significativité retenu a été fixé à $p < 0,05$ pour l'ensemble des résultats.

3. Résultats

3.1. Analyses des variances

3.1.1. Mesures anthropométriques

Une interaction des effets âge×obésité (**Tableau VI.1**) a été observée pour la masse corporelle ($p < 0,001$; $\alpha^2 = 0,29$; $\beta = 1$), le tour de taille ($p < 0,001$; $\alpha^2 = 0,29$; $\beta = 1$), le pourcentage de graisse corporelle ($p < 0,001$; $\alpha^2 = 0,28$; $\beta = 1$) et la masse grasse ($p < 0,001$; $\alpha^2 = 0,39$; $\beta = 1$). Ces paramètres étaient plus élevés chez GO, GA et GAO par rapport à GC. De plus, ils étaient plus élevés chez GAO par rapport à GA ($p < 0,05$).

Des effets d'âge et d'obésité ont été observés pour la masse maigre ($p < 0,01$; $\alpha^2 = 0,84$, $\beta = 0,74$ et $p < 0,001$; $\alpha^2 = 0,14$; $\beta = 0,94$, respectivement) et le tour de hanches ($p < 0,001$; $\alpha^2 = 0,62$; $\beta = 1$ et $p < 0,001$; $\alpha^2 = 0,35$; $\beta = 1$, respectivement). En effet, la masse maigre était plus faible chez GA et GAO que chez GC et elle était plus élevée chez GO par rapport à GC ($p < 0,05$). De plus, le tour de hanche était plus élevé chez GO et GAO par rapport à GC et GA, respectivement.

3.1.2. Force maximale volontaire

L'effet de l'âge (**Tableau VI.2**) a été observé pour la force absolue des PF ($p < 0,001$; $\alpha^2 = 0,76$; $\beta = 1$) et des FD ($p < 0,001$; $\alpha^2 = 0,79$; $\beta = 1$). Les mêmes résultats ont été également

révélés pour la force relative des FP ($p < 0,001$; $\alpha^2 = 0,70$; $\beta = 1$) et des FD ($p < 0,001$; $\alpha^2 = 0,61$; $\beta = 1$). Ces deux paramètres étaient plus élevés chez GC et GO par rapport à GA et GAO respectivement.

3.1.3. Equilibre statique

En condition YO, une interaction des effets âge×obésité (**Tableau VI.3**) a été observée pour la surface ($p < 0,05$; $\alpha^2 = 0,30$; $\beta = 1$) et la vitesse ($p < 0,05$; $\alpha^2 = 0,10$; $\beta = 0,82$). En condition YF, les mêmes résultats ont été révélés pour la surface ($p < 0,05$; $\alpha^2 = 0,10$; $\beta = 0,64$) et la vitesse ($p < 0,05$; $\alpha^2 = 0,15$; $\beta = 0,81$). Dans ces deux conditions, la surface et la vitesse étaient plus grandes chez GO, GA et GAO par rapport à GC. De plus, elles étaient plus grandes chez GAO comparé à GA ($p < 0,05$).

Pendant la position tandem, des effets d'âge et d'obésité ont été observés pour la surface ($p < 0,001$; $\alpha^2 = 0,41$; $\beta = 1$ et $p < 0,001$; $\alpha^2 = 0,22$; $\beta = 0,99$, respectivement) et la vitesse ($p < 0,001$; $\alpha^2 = 0,52$; $\beta = 1$ et $p < 0,001$, $\alpha^2 = 0,15$, $\beta = 0,94$, respectivement). Ces paramètres étaient plus grands chez GO, GA et GAO que chez GC ($p < 0,05$).

3.1.4. Limites de stabilité posturale

Une interaction d'effets âge×obésité (**Tableau VI.4**) a été observée pour Y_{avant} ($p < 0,01$; $\alpha^2 = 0,10$; $\beta = 0,77$) et $Y_{\text{arrière}}$ ($p < 0,001$; $\alpha^2 = 0,10$; $\beta = 0,76$). Ces paramètres étaient moins grands chez GO, GA et GAO que chez GC. De plus, ils étaient moins grands chez GAO que chez GA ($p < 0,05$).

Un effet de l'âge a été observé pour X_{droite} ($p < 0,001$; $\alpha^2 = 0,49$; $\beta = 1$) and X_{gauche} ($p < 0,001$; $\alpha^2 = 0,52$; $\beta = 0,97$). Ces paramètres étaient moins élevés chez GAO par rapport GA ($p < 0,05$).

3.1.5. Electromyographie

Une interaction d'effets âge×obésité (**Tableau VI.5**) a été observée pour RMS_{GM} en condition YO ($p < 0,05$; $\alpha^2 = 0,10$; $\beta = 0,57$), YF ($p < 0,05$; $\alpha^2 = 0,20$; $\beta = 0,60$) et en position tandem ($p < 0,05$; $\alpha^2 = 0,25$; $\beta = 0,82$). De plus, RMS_{GM} était plus élevé chez GO, GA et GAO que chez GC. Il était également plus élevé chez GAO que chez GA ($p < 0,05$).

Des effets d'âge et d'obésité ont été observés pour RMS_{SOL} en condition YO ($p < 0,001$; $\alpha^2 = 0,39$; $\beta = 1$ et $p < 0,001$; $\alpha^2 = 0,26$; $\beta = 1$, respectivement) YF ($p < 0,001$; $\alpha^2 = 0,20$; $\beta = 0,98$ et $p < 0,001$; $\alpha^2 = 0,24$; $\beta = 0,99$, respectivement) et en position tandem ($p < 0,001$; $\alpha^2 = 0,24$; $\beta = 0,99$ et $p < 0,001$, $\alpha^2 = 0,10$, $\beta = 0,67$, respectivement). De plus, RMS_{SOL} était plus

élevé chez GO, GA et GAO que chez GC. Il était également plus élevé chez GAO que chez GA ($p < 0,05$).

L'effet de l'âge a été observé pour RMS_{TA} en condition YO ($p < 0,001$, $\alpha^2 = 0,70$, $\beta = 1$) EC ($p < 0,001$; $\alpha^2 = 0,14$; $\beta = 0,93$) et en position tandem ($p < 0,001$; $\alpha^2 = 0,10$; $\beta = 0,63$). De plus, RMS_{TA} était plus élevé chez GA et GAO que chez GC ($p < 0,05$).

Le **tableau VI.6** présente les activités du GM, SOL et JA pendant l'évaluation des limites de stabilité posturale.

Dans la condition « se pencher en avant », des effets d'âge ($p < 0,001$; $\alpha^2 = 0,47$; $\beta = 1$) et d'obésité ($p < 0,001$; $\alpha^2 = 0,49$; $\beta = 1$) ont été observés pour RMS_{GM} . Les mêmes résultats ont été révélés pour RMS_{SOL} ($p < 0,001$; $\alpha^2 = 0,35$; $\beta = 1$ et $p < 0,001$; $\alpha^2 = 0,42$; $\beta = 1$, respectivement). Ces deux paramètres étaient plus élevés chez GO, GA et GAO que chez le GC ($p < 0,05$).

Dans la condition « se pencher en arrière », des effets d'âge et d'obésité ont été observés pour RMS_{GM} ($p < 0,001$; $\alpha^2 = 0,41$; $\beta = 1$ et $p < 0,05$; $\alpha^2 = 0,10$; $\beta = 0,65$, respectivement), RMS_{SOL} ($p < 0,001$, $\alpha^2 = 0,46$, $\beta = 1$ et $p < 0,001$, $\alpha^2 = 0,35$, $\beta = 1$, respectivement) et RMS_{TA} ($p < 0,001$; $\alpha^2 = 0,27$; $\beta = 1$ et $p < 0,001$, $\alpha^2 = 0,18$; $\beta = 0,96$, respectivement). Ces paramètres étaient plus élevés chez GO, GA et GAO que chez le GC ($p < 0,05$).

Dans la condition « se pencher vers la droite », une interaction d'effets âge×obésité a été observée pour RMS_{GM} ($p < 0,05$; $\alpha^2 = 0,17$; $\beta = 0,86$). Dans la condition « se pencher vers la gauche », le même résultat a été observé pour RMS_{GM} ($p < 0,05$; $\alpha^2 = 0,10$; $\beta = 0,54$). Dans les deux directions, RMS_{GM} était plus élevé chez GO, GA et GAO que chez GC. De plus, il était plus élevé chez GAO que chez GA ($p < 0,05$).

Dans la condition « se pencher vers la droite », des effets d'âge ($p < 0,001$; $\alpha^2 = 0,70$; $\beta = 1$) et d'obésité ($p < 0,05$, $\alpha^2 = 0,20$, $\beta = 0,68$) ont été observés pour RMS_{SOL} . Dans la condition « se pencher vers la gauche », les mêmes résultats ont été observés pour RMS_{SOL} ($p < 0,001$; $\alpha^2 = 0,64$; $\beta = 0,93$ et $p < 0,05$, $\alpha^2 = 0,14$; $\beta = 0,93$, respectivement). Dans les deux directions, RMS_{GM} était plus élevé chez GO, GA et GAO que chez GC.

L'effet de l'âge a été observé pour RMS_{TA} Dans la condition « se pencher vers la droite » ($p < 0,001$, $\alpha^2 = 0,37$; $\beta = 1$) et « se pencher vers la gauche » ($p < 0,001$; $\alpha^2 = 0,27$; $\beta = 0,93$). Dans les deux directions, RMS_{TA} était plus élevé chez GA et GAO que chez GC ($p < 0,05$).

3.2. Analyses des corrélations

Le **tableau VI.7** montre les corrélations entre les paramètres du CP, les FMV des FP et des FD et les activités EMG.

Des corrélations positives ont été observées entre RMS_{GM} , RMS_{SOL} et les paramètres posturaux chez GA et GAO. Des corrélations positives ont été également observées entre les activités EMG et les paramètres posturaux chez GA. De plus, les FMV des FP et des FD étaient négativement corrélées avec les paramètres posturaux chez GA. Seules les FMV des FD étaient négativement corrélées avec les paramètres posturaux chez GAO.

4. Discussion

L'objectif de cette étude était d'étudier l'effet de l'âge et/ou de l'obésité sur le contrôle postural et d'évaluer la contribution des activités des muscles mobilisateurs de la cheville sur ce contrôle. Les résultats indiquent que les effets combinés de l'âge et de l'obésité sont responsables d'une augmentation des altérations posturales. Ces altérations sont associées à une augmentation des activités musculaires, en particulier au niveau des FP. Cependant, les mécanismes neuromusculaires, par lesquels ces altérations se sont produites ne sont pas encore clairement définis, étant donné que l'âge et l'obésité induisent des adaptations neuromusculaires différentes pour gérer le contrôle postural.

4.1. Effets de l'obésité sur l'équilibre et la contribution des activités musculaires et de la force

Comme il a été déjà évoqué (Hue et al., 2007; Maffioletti et al., 2005b; Simoneau & Teasdale, 2015), l'augmentation des valeurs des paramètres posturaux confirme la dégradation du contrôle postural chez GO par rapport à GC. De plus, les corrélations linéaires positives entre les paramètres posturaux et l'activité musculaire du FP dans les conditions YO et YF (**Tableau VI.7**) suggèrent que les altérations posturales chez les personnes obèses sont associées à une activité musculaire accrue. Cela pourrait être dû à un changement mécanique (*i.e.*, déplacement antérieur du CP), déjà identifié chez les personnes obèses lors du maintien de l'équilibre orthostatique (Corbeil et al., 2001) ou/et à une dégradation des capacités proprioceptives chez cette population (Handrigan et al., 2012).

Lorsque des individus normopondérés se penchent vers l'avant, ils augmentent les activités musculaires du GM et du SOL pour pouvoir maintenir leur équilibre (Loram et al., 2004). Chez les personnes obèses, le niveau élevé de la masse graisseuse au niveau abdominal induit un déplacement antérieur du CP même en position orthostatique et par conséquent, un balancement vers l'avant. Pour atteindre un niveau d'équilibre similaire à celui des personnes non-obèses, les personnes obèses ont donc besoin d'un couple de force plus important au niveau de l'articulation la cheville (Corbeil et al., 2001) et doivent développer des activités musculaires plus élevées à ce niveau. L'association entre le déplacement antérieur du CP et l'augmentation

de la sollicitation des FP pourrait alors expliquer les corrélations positives entre la distance parcourue par CP en se penchant vers l'avant et les activités musculaires des FP (**Tableau VI.7**). Par conséquent, nos résultats confirment que le déplacement antérieur du CP chez les personnes obèses entraîne une augmentation des activités musculaires au niveau de la cheville, en particulier celles des FP.

Les altérations posturales chez les personnes obèses pourraient également être la conséquence d'une dégradation de la quantité et/ou la qualité des informations sensorielles provenant des mécanorécepteurs plantaires. En effet, l'obésité est associée à une diminution de la sensibilité plantaire due à une hyper-activation des mécanorécepteurs plantaires causée par l'augmentation de la pression (masse corporelle très importante) à soutenir (Handrigan et al., 2012). Dans ce contexte, Wu and Madigan (2014) ont reporté que chez les personnes obèses, l'augmentation des oscillations posturales est associée à une diminution de la sensibilité plantaire. Les résultats de cette étude ont montré que RMS_{GM} était positivement corrélé avec les paramètres posturaux en position tandem. Etant donné que cette position demande un niveau plus élevé de capacités proprioceptives que les positions d'équilibre classiques (Sekir & Gür, 2005), il est évident que les personnes obèses augmentent leur activités musculaires pour compenser les déficiences du processus d'intégration sensorielle.

Toutefois, il a été démontré que les personnes obèses présentent une fatigue précoce et une récupération retardée lors d'une tâche d'endurance isométrique par rapport aux individus de masse corporelle normale (Pajoutan et al., 2017). Par conséquent, l'augmentation des activités musculaires nécessaires pour faire face aux contraintes mécaniques et/ou proprioceptives liées à l'obésité pourraient induire une fatigue musculaire des membres inférieurs (Pajoutan et al., 2016), entraînant une altération des capacités de la régulation posturale chez les personnes obèses.

Par ailleurs, l'absence d'effet de l'obésité sur la force relative nous laisse à penser qu'une partie du déséquilibre postural observée chez les personnes obèses serait plus la conséquence d'une augmentation excessive de l'activité des FP que celle d'une moindre production de force musculaire. L'augmentation des activités musculaires observées chez les personnes obèses lors du processus de stabilisation pourrait induire une fatigue précoce chez les personnes obèses limitant, leurs capacités à régler leur équilibre d'une façon efficace. Par conséquent, nous émettons l'hypothèse que les altérations posturales observées chez les personnes obèses sont d'origine centrale plutôt que périphérique.

4.2. Effets de l'âge sur l'équilibre et la contribution des activités musculaires et de la force

Les corrélations négatives entre la force relative des FP et des FD et les paramètres posturaux chez GA confirment la contribution de la capacité de la production de la force des muscles mobilisateurs de l'articulation de la cheville dans les altérations du contrôle postural (Abrahamová & Hlaváčka, 2008; Chia et al., 1994; Du Pasquier et al., 2003). Ces altérations ont été, également, associées à une augmentation des activités EMG au niveau des muscles de l'articulation de la cheville (Donath et al., 2015). L'ensemble de ces observations suggèrent l'existence d'une stratégie compensatoire pour faire face à la faiblesse et la dégradation musculaire liée au vieillissement (Donath et al., 2015; Laughton et al., 2003). En se basant sur ces éléments, nous suggérons que l'altération posturale chez les personnes âgées est à la fois, d'origine centrale et périphérique.

4.3. Effets combinés de l'âge et de l'obésité sur l'équilibre et la contribution des activités musculaires et de la force

Les déficiences posturales chez les personnes âgées obèses ont été largement décrites dans la littérature (Dutil et al., 2013; Mainenti et al., 2011; Melzer & Oddsson, 2016; C. Pereira et al., 2017; Rossi-Izquierdo et al., 2015). Tout d'abord, notre étude confirme que l'obésité induit des altérations posturales chez les personnes âgées. Ainsi, elle souligne qu'une augmentation de la masse corporelle, en particulier lorsqu'elle est associée au vieillissement, augmente les altérations posturales dues à une addition des causes liées au vieillissement et à l'obésité. Selon nos résultats, deux explications pourraient être proposées pour identifier les mécanismes par lesquels les altérations posturales surviennent chez les personnes âgées obèses : la première est liée à une insuffisance de force musculaire, la deuxième à une augmentation des activités musculaires.

Comme indiqué précédemment, une augmentation de la masse corporelle nécessite une force supplémentaire pour corriger le déséquilibre postural (Del Porto et al., 2012). L'absence de différences significatives entre la force relative des FP et des FD de GA et de GAO d'une part, les corrélations négatives entre la force relative des FP et les paramètres posturaux d'autre part (**Tableau VI.7**) suggèrent que les personnes âgées obèses sont incapables de produire cette force musculaire supplémentaire, relative à leur masse corporelle pendant le processus d'équilibration. Cela soutient l'idée que les altérations posturales observées chez les personnes âgées obèses sont principalement la conséquence d'une l'insuffisance des capacités de production de la force.

De plus, l'augmentation de la RMS_{GM} observée chez les personnes âgées obèses par rapport aux personnes âgées non-obèses, et les corrélations positives entre l'activité du GM et les paramètres posturaux, suggèrent que les altérations posturales observées chez les personnes âgées obèses pourraient également être expliquées par une augmentation des activités des FP, en particulier celle du GM. Il a été précédemment démontré que les personnes âgées peuvent laisser leurs muscles activés pour faire face à la diminution de la force musculaire (Donath et al., 2015; Power et al., 2013), ce qui pourrait induire une augmentation de la coactivation musculaire, notamment au niveau des muscles mobilisateurs de la cheville. Par conséquent, les personnes âgées obèses devraient augmenter la coactivation musculaire pour compenser la diminution des capacités de production de la force et ainsi, augmenter l'activité des FP pour gérer le déséquilibre induit par le déplacement antérieur du CP. Cependant, l'augmentation des activités musculaires entraîne une dépense énergétique excessive, provoquant une fatigue précoce qui pourrait augmenter les risques de chute chez cette population (Mian et al., 2006).

Finalement, en se basant sur toutes les considérations ci-dessus, nous suggérons que les mécanismes contribuant aux altérations posturales chez les personnes âgées obèses sont à la fois d'origine centrale (augmentation de l'activité musculaire) et périphérique (faibles capacités de production de la force).

5. Conclusion

L'obésité est associée à une augmentation des activités musculaires et une déficience dans les processus d'intégration sensorielle lors des tâches posturales. Ces altérations, probablement d'origine centrale, imposent des contraintes additionnelles aux détériorations musculaires liées au vieillissement tant au niveau central que périphérique. Les effets combinés de l'obésité et du vieillissement augmentent alors les risques de chute chez les personnes âgées obèses. Cela suggère la nécessité de la mise en place d'une prise en charge adaptée. Dans ce contexte, l'entraînement basé sur des exercices de renforcement musculaire et d'équilibre pourrait améliorer les capacités posturales chez les personnes âgées obèses (Gauchard et al., 2003; Maffiuletti et al., 2005b) et être une modalité pertinente, à la fois pour confirmer nos hypothèses et pour accroître l'autonomie chez les personnes âgées obèses.

Tableau VI.1 : Données anthropométriques des 4 groupes étudiés.

Caractéristiques	GC (n = 25) (Moyenne ± 95% IC)	GO (n = 20) (Moyenne ± 95% IC)	GA (n = 15) (Moyenne ± 95% IC)	GAO (n = 12) (Moyenne ± 95% IC)	Effet de l'obésité	Effet de l'âge	Interaction âge×obésité
					<i>p</i>	<i>p</i>	<i>p</i>
Age (ans)	31,8 (28,4 - 34,2)	34,4 (32,7 - 44,1)	77,1 (72,3 - 81,8)*	78,6 (74,5 - 82,8)*	NS	p<0,001	NS
Taille (cm)	171,0 (168,3 - 173,7)	168,3 (164,1 - 171,4)	165,7 (160,5 - 170,9)	168,3 (166,4 - 170,2)	NS	NS	NS
Masse (kg)	62,7 (59,2 - 66,2)*	112,0 (104,8 - 119,3)*	67,4 (62,6 - 72,1)*	86,5 (79,6 - 93,4)*+	p<0,001	p<0,001	p<0,001
IMC (kg/m ²)	21,4 (20,4 - 22,3)	39,6 (37,1 - 42,0)*	24,4 (23,7 - 25,2)	34,5 (32,5 - 36,5)*+	p<0,001	NS	p<0,001
Graisse (%)	13,8 (10,8 - 16,7)	43,8 (41,2 - 46,4)*	25,4 (22,2 - 28,7)*	40,0 (36,8 - 43,3)*+	p<0,001	p<0,01	p<0,001
MG (kg)	8,6 (8,4 - 8,9)	49,2 (44,5 - 54,0)*	16,9 (14,9 - 18,5)*	34,6 (31,0 - 38,1)*+	p<0,05	p<0,001	p<0,001
MM (kg)	54,1 (50,8 - 57,3)	62,8 (58,2 - 67,4)*	50,4 (45,9 - 54,9)*	51,9 (46,5 - 57,3)*	p<0,01	p<0,001	NS
Tour de taille (cm)	73,1 (70,4 - 75,7)	121,8 (116,6 - 127,1)*	68,7 (65,3 - 72,2)	96,8 (92,9 - 100,7)*+	p<0,001	p<0,001	p<0,001
Tour de hanches (cm)	86,7 (83,1 - 90,4)	117,4 (112,3 - 122,5)*	76,5 (73,2 - 79,8)	99,8 (95,3 - 104,3)*+	p<0,001	p<0,001	NS

La comparaison entre les 4 groupes est réalisée selon une ANOVA à deux facteurs pour chaque paramètre. Lorsqu'il y a un effet de l'âge, de l'obésité et une interaction des effets (âge×obésité), une analyse Post-Hoc (*LSD multiple comparison procedure*) a été également réalisée. GC : groupe contrôle, GO : groupe obèse, GA : groupe âgé, GAO : groupe âgé et obèse, IMC : indice de masse corporelle, MG : masse grasse, MM : masse maigre.

* : différence significative entre GC et les autres groupes (p<0,05).

+ : différence significative entre GA et GAO (p<0,05).

NS : pas d'effet significatif.

Tableau VI.2 : Forces absolues et relatives des participants pendant les contractions maximales volontaires des fléchisseurs plantaires et dorsaux de l'articulation de la cheville.

	GC (Moy ± 95% IC)	GO (Moy ± 95% IC)	GA (Moy ± 95% IC)	GAO (Moy ± 95% IC)	Effet de l'obésité		Effet de l'âge		Interaction âge×obésité	
					F	p	F	p	F	p
Force absolue (N)										
FP	666,0 (607,6 - 724,4)	693,2 (645,5 - 740,9)	239,5 (213,1 - 265,9)*	237,2 (194,5 - 279,8)*	F _(1,74) 0,2	NS	F _(1,74) 245,9	p<0,001	F _(1,74) 0,1	NS
FD	180,7 (175,7 - 201,6)	190,1 (184,2 - 196,1)	83,0 (73,0 - 92,9)*	90,5 (85,7 - 95,4)*	F _(1,74) 1,4	NS	F _(1,74) 291,7	p<0,001	F _(1,74) 0,8	NS
Force relative (N/kg)										
FP	12,5 (11,4 - 13,5)	11,2 (10,3 - 12,0)	4,8 (4,1 - 5,5)*	4,6 (3,7 - 5,5)*	F _(1,74) 4,5	NS	F _(1,74) 188,7	p<0,001	F _(1,74) 2,5	NS
FD	3,5 (3,3 - 3,8)	3,1 (2,9 - 3,3)	1,7 (1,4 - 2,0)*	1,8 (1,6 - 1,9)*	F _(1,74) 3,5	NS	F _(1,74) 114,6	p<0,001	F _(1,74) 0,4	NS

La comparaison entre les 4 groupes est réalisée selon une ANOVA à deux facteurs pour chaque paramètre. Lorsqu'il y a un effet de l'âge, de l'obésité et une interaction des effets (âge×obésité), une analyse Post-Hoc (*LSD multiple comparison procedure*) a été également réalisée. GC : groupe contrôle, GO : groupe obèse, GA : groupe âgé, GAO : groupe âgé et obèse.

* : différence significative entre GC et les autres groupes (p<0,05).

NS : pas d'effet significatif.

Tableau VI.3 : Paramètres posturaux des participants en condition yeux ouverts, yeux fermés et pendant la position tandem.

	GC	GO	GA	GAO	Effet de l'obésité		Effet de l'âge		Interaction âge×obésité	
	(Moy ± 95% IC)	(Moy ± 95% IC)	(Moy ± 95% IC)	(Moy ± 95% IC)	F	p	F	p	F	p
YO										
Surface (cm ²)	2,0 (1,7 - 2,3)	2,5 (2,2 - 2,8)*	4,1 (3,4 - 4,8)*	8,1 (6,9 - 9,4)*+	F _(1,74) 61,1	p<0,001	F _(1,74) 174,4	p<0,01	F _(1,74) 34,0	p<0,05
Vitesse (mm.s ⁻¹)	8,5 (7,7 - 9,3)	10,8 (9,1 - 12,4)*	14,9 (12,0 - 17,6)*	25,5 (16,9 - 32,1)*+	F _(1,74) 23,3	p<0,001	F _(1,74) 59,9	p<0,001	F _(1,74) 10,1	p<0,01
YF										
Surface (cm ²)	4,0 (3,5 - 4,5)	6,2 (5,4 - 7,0)*	7,6 (5,4 - 9,7)*	14,1 (10,3 - 17,9)*+	F _(1,74) 31,1	p<0,001	F _(1,74) 54,9	p<0,001	F _(1,74) 16,6	p<0,01
Vitesse (mm.s ⁻¹)	13,1 (11,8 - 14,4)	18,4 (16,9 - 19,9)*	25,5 (21,1 - 29,8)*	40,2 (29,9 - 50,4)*+	F _(1,74) 35,2	p<0,001	F _(1,74) 142,2	p<0,001	F _(1,74) 10,8	p<0,05
Tandem										
Surface (cm ²)	4,1 (3,1 - 5,0)	8,9 (7,8 - 10,0)*	12,6 (10,0 - 15,1)*	23,7 (17,7 - 29,7)*	F _(1,74) 22,8	p<0,001	F _(1,74) 48,3	p<0,001	F _(1,74) 3,4	NS
Vitesse (mm.s ⁻¹)	22,8 (20,5 - 25,1)	29,2 (26,9 - 31,5)*	40,7 (33,6 - 47,8)*	53,5 (47,6 - 59,3)*	F _(1,74) 14,6	p<0,001	F _(1,74) 67,6	p<0,001	F _(1,74) 1,2	NS

La comparaison entre les 4 groupes est réalisée selon une ANOVA à deux facteurs pour chaque paramètre. Lorsqu'il y a un effet de l'âge, de l'obésité et une interaction des effets (âge×obésité), une analyse Post-Hoc (*LSD multiple comparison procedure*) a été également réalisée. GC : groupe contrôle, GO : groupe obèse, GA : groupe âgé, GAO : groupe âgé et obèse, YO : yeux ouverts, YF : yeux fermés.

* : différence significative entre GC et les autres groupes (p<0,05).

+ : différence significative entre GA et GAO (p<0,05).

NS : pas d'effet significatif.

Tableau VI.4 : Les distances maximales parcourues par le centre de pression pendant le test des limites de stabilité posturale.

	GC (Moy ± 95% IC)	GO (Moy ± 95% IC)	GA (Moy ± 95% IC)	GAO (Moy ± 95% IC)	Effet de l'obésité		Effet de l'âge		Interaction âge×obésité	
					F	p	F	p	F	p
Y avant (cm)	13,2 (11,5- 17,3)	6,7 (5,7 - 9,2)*	6,0 (5,2 - 7,0)*	3,4 (3,0 - 3,9)*+	F _(1,74) 44,9	p<0,001	F _(1,74) 59,4	p<0,001	F _(1,74) 7,7	p<0,01
Y arrière (cm)	8,4 (7,3 - 9,6)	5,3 (4,7 - 6,0)*	2,1 (1,6 - 2,6)*	1,2 (0,9 - 1,5)*+	F _(1,74) 44,9	p<0,001	F _(1,74) 141,2	p<0,001	F _(1,74) 7,8	p<0,01
X droite (cm)	8,8 (7,7 - 9,9)	7,9 (7,2 - 8,5)	3,4 (2,9 - 3,8)*	2,7 (2,1 - 3,3)*	F _(1,74) 2,5	NS	F _(1,74) 48,7	p<0,001	F _(1,74) 4,9	NS
X gauche (cm)	7,1 (5,9 - 8,3)	6,0 (5,2 - 6,8)	3,1 (2,4 - 3,9)*	2,7 (2,2 - 3,3)*	F _(1,74) 3,4	NS	F _(1,74) 35,8	p<0,001	F _(1,74) 2,7	NS

La comparaison entre les 4 groupes est réalisée selon une ANOVA à deux facteurs pour chaque paramètre. Lorsqu'il y a un effet de l'âge, de l'obésité et une interaction des effets (âge×obésité), une analyse Post-Hoc (*LSD multiple comparison procedure*) a été également réalisée. GC : groupe contrôle, GO : groupe obèse, GA : groupe âgé, GAO : groupe âgé et obèse, Y_{avant} et Y_{arrière} : distance parcourue dans l'axe antéropostérieur, X_{droite} et X_{gauche} : distance parcourue dans l'axe médio-latéral.

* : différence significative entre GC et les autres groupes (p<0,05).

+ : différence significative entre GA et GAO (p<0,05).

NS : pas d'effet significatif.

Tableau VI.5 : Les valeurs RMS normalisées par rapport aux valeurs RMS maximales durant l'évaluation du contrôle postural statique.

	GC	GO	GA	GAO	Effet de l'obésité		Effet de l'âge		Interaction âge×obésité	
	(Moy ± 95%IC)	(Moy ± 95% IC)	(Moy ± 95% IC)	(Moy ± 95% IC)	F	p	F	p	F	P
YO										
RMS _{GM} (%)	7,2 (6,2 - 8,2)	15,1 (13,4 - 16,8)*	21,1 (18,5 - 23,7)*	33,9 (32,2 - 35,5)*+	F _(1,74) 99,6	p<0,001	F _(1,74) 244,2	p<0,001	F _(1,74) 29,5	p<0,05
RMS _{SOL} (%)	10,8 (7,9 - 13,7)	17,5 (16,1 - 18,9)*	24,4 (20,7 - 28,1)*	26,8 (24,3 - 29,3)*	F _(1,74) 29,5	p<0,001	F _(1,74) 49,5	p<0,001	F _(1,74) 0,1	NS
RMS _{JA} (%)	6,6 (5,3 - 7,9)*	8,2 (6,6 - 9,9)	18,9 (17,4 - 20,5)*	19,7 (18,0 - 21,4)*	F _(1,74) 1,9	NS	F _(1,74) 170,3	p<0,001	F _(1,74) 0,2	NS
YF										
RMS _{GM} (%)	12,0 (10,2 - 13,8)	21,6 (20,0 - 23,6)*	21,5 (20,1 - 23,0)*	36,9 (32,8 - 41,1)*+	F _(1,74) 88,6	p<0,001	F _(1,74) 82,9	p<0,001	F _(1,74) 4,7	p<0,05
RMS _{SOL} (%)	13,7 (11,2 - 16,3)	20,1 (18,8 - 23,1)*	19,7 (18,1 - 21,4)*	25,7 (23,7 - 27,7)*	F _(1,74) 26,6	p<0,001	F _(1,74) 19,1	p<0,05	F _(1,74) 0,1	NS
RMS _{JA} (%)	14,1 (6,7 - 21,4)	14,7 (12,8 - 16,6)	25,3 (20,7 - 29,9)*	23,4 (21,5 - 25,2)*	F _(1,74) 0,1	NS	F _(1,74) 11,8	p<0,01	F _(1,74) 0,2	NS
Tandem										
RMS _{GM} (%)	13,2 (12,0 - 14,4)	20,5 (19,2 - 21,8)*	24,3 (22,8 - 25,7)*	36,4 (34,7 - 38,1)*+	F _(1,74) 6,4	p<0,05	F _(1,74) 15,1	p<0,001	F _(1,74) 8,7	p<0,05
RMS _{SOL} (%)	11,9 (8,4 - 15,4)	20,0 (17,1 - 22,9)*	25,2 (22,9 - 27,5)*	29,3 (25,9 - 32,8)*	F _(1,74) 7,6	p<0,01	F _(1,74) 23,9	p<0,001	F _(1,74) 0,3	NS
RMS _{JA} (%)	13,8 (10,7 - 16,9)	13,7 (11,8 - 15,6)	25,6 (23,7 - 27,6)*	24,6 (22,6 - 26,6)*	F _(1,74) 1,8	NS	F _(1,74) 3,4	p<0,001	F _(1,74) 0,4	NS

La comparaison entre les 4 groupes est réalisée selon une ANOVA à deux facteurs pour chaque paramètre. Lorsqu'il y a un effet de l'âge, de l'obésité et une interaction des effets (âge×obésité), une analyse Post-Hoc (*LSD multiple comparison procedure*) a été également réalisée. GC : groupe contrôle, GO : groupe obèse, GA : groupe âgé, GAO : groupe âgé et obèse, YO : yeux ouverts, YF : yeux fermés, GM : gastrocnémien médial, SOL : soléaire, JA : jambier antérieur, EMG : électromyographie, RMS : la moyenne des racines au carré.

* : différence significative entre GC et les autres groupes (p<0,05).

+ : différence significative entre GA et GAO (p<0,05).

NS : pas d'effet significatif.

Tableau VI.6 : Valeurs RMS normalisées par rapport aux valeurs RMS maximales durant l'évaluation des limites de stabilité posturale.

	CG (Moy ± 95% CI)	OG (Moy ± 95% CI)	GA (Moy ± 95% IC)	GAO (Moy ± 95% IC)	Effet de l'obésité		Effet de l'âge		Interaction âge×obésité	
					F	p	F	p	F	p
Avant										
RMS _{GM} (%)	16,6 (14,4 - 18,7)	28,5 (26,0 - 31,0)*	30,5 (26,3 - 34,8)*	40,3 (36,5 - 44,1)*	F _(1,74) 16,0	p<0,001	F _(1,74) 23,8	p<0,001	F _(1,74) 0,1	NS
RMS _{SOL} (%)	10,8 (7,9 - 13,7)	27,6 (24,6 - 30,7)*	26,6 (23,5 - 29,6)*	38,6 (33,9 - 43,1)*	F _(1,74) 43,2	p<0,001	F _(1,74) 31,7	p<0,001	F _(1,74) 0,9	NS
RMS _{JA} (%)	7,4 (5,4 - 9,4)	8,2 (6,2 - 10,2)	24,4 (20,7 - 28,1)*	22,9 (20,3 - 25,6)*	F _(1,74) 0,1	NS	F _(1,74) 91,1	p<0,001	F _(1,74) 0,5	NS
Arrière										
RMS _{GM} (%)	8,3 (6,3 - 10,3)	11,7 (9,2 - 14,2)*	20,5 (17,1 - 24,0)*	24,3 (21,1 - 27,5)*	F _(1,74) 9,5	p<0,05	F _(1,74) 66,0	p<0,001	F _(1,74) 0,9	NS
RMS _{SOL} (%)	12,5 (10,1 - 14,8)	21,3 (18,6 - 24,0)*	24,5 (21,8 - 27,2)*	37,2 (31,4 - 42,9)*	F _(1,74) 40,5	p<0,001	F _(1,74) 68,1	p<0,001	F _(1,74) 0,3	NS
RMS _{JA} (%)	15,9 (11,7 - 20,1)	20,1 (18,8 - 23,1)*	29,1 (25,9 - 32,3)*	35,7 (31,2 - 40,2)*	F _(1,74) 12,9	p<0,05	F _(1,74) 30,3	p<0,001	F _(1,74) 0,2	NS
Droite										
RMS _{GM} (%)	9,2 (7,2 - 11,1)	12,5 (10,6 - 14,5)*	16,4 (12,2 - 20,7)*	27,7 (25,8 - 29,6)*+	F _(1,74) 37,9	p<0,001	F _(1,74) 35,1	p<0,001	F _(1,74) 10,5	p<0,05
RMS _{SOL} (%)	15,4 (11,1 - 19,6)	20,2 (17,8 - 22,7)*	25,6 (23,7 - 27,6)*	29,0 (25,4 - 32,6)*	F _(1,74) 8,9	p<0,05	F _(1,74) 40,6	p<0,001	F _(1,74) 0,9	NS
RMS _{JA} (%)	11,9 (9,6 - 14,1)	16,6 (11,8 - 21,5)	30,3 (20,8 - 39,8)*	35,8 (29,7 - 42,0)*	F _(1,74) 1,8	NS	F _(1,74) 18,8	p<0,001	F _(1,74) 0,6	NS
Gauche										
RMS _{GM} (%)	10,4 (7,9 - 13,0)	13,1 (11,7 - 14,6)*	22,7 (12,0 - 33,6)*	27,5 (20,9 - 34,0)*+	F _(1,74) 38,5	p<0,001	F _(1,74) 61,1	p<0,001	F _(1,74) 12,5	p<0,05
RMS _{SOL} (%)	13,8 (11,5 - 16,1)	19,7 (18,0 - 21,5)*	26,9 (22,6 - 31,4)*	39,1 (31,1 - 47,0)*	F _(1,74) 9,5	p<0,05	F _(1,74) 61,1	p<0,001	F _(1,74) 1,2	NS
RMS _{JA} (%)	7,3 (5,3 - 9,4)	17,4 (12,0 - 22,6)	30,2 (23,0 - 37,3)*	34,7 (31,7 - 37,6)*	F _(1,74) 1,1	NS	F _(1,74) 61,1	p<0,001	F _(1,74) 0,6	NS

La comparaison entre les 4 groupes est réalisée selon une ANOVA à deux facteurs pour chaque paramètre. Lorsqu'il y a un effet de l'âge, de l'obésité et une interaction des effets (âge×obésité), une analyse Post-Hoc (*LSD multiple comparison procedure*) a été également réalisée. GC : groupe contrôle, GO : groupe obèse, GA : groupe âgé, GAO : groupe âgé et obèse, GM : gastrocnémien médial, SOL : soléaire, JA : jambier antérieur, EMG : électromyographie, RMS : la moyenne des racines au carré.

* : différence significative entre GC et les autres groupes (p<0,05). + : différence significative entre GA et GAO (p<0,05). NS : pas d'effet significatif.

Etude 1 : Caractérisation de l'équilibre statique chez les personnes âgées obèses

Table VI.7 : Coefficients de corrélation entre la force relative des fléchisseurs plantaires et dorsaux, les activités musculaires et les paramètres posturaux pendant l'évaluation du contrôle posturale statique et les limites de stabilité posturale.

		YO		YF		Tandem		Limites de stabilité posturale			
		Surface	Vitesse	Surface	Vitesse	Surface	Vitesse	Y _{Avant}	Y _{Arrière}	X _{droite}	X _{gauche}
GC	FP Relative	-0,07	-0,07	-0,22	-0,31	-0,27	-0,27	0,49	0,29	0,11	0,17
	FD Relative	-0,02	-0,11	0,17	-0,15	-0,30	-0,10	0,25	0,45	0,19	0,16
	RMS _{GM} %	0,08	0,26	0,06	0,20	0,31	0,26	0,45	-0,52	0,32	0,18
	RMS _{SOL} %	0,04	0,18	0,17	0,09	0,42	0,22	0,55	-0,24	0,14	0,15
	RMS _{JA} %	0,20	0,14	0,01	0,11	-0,29	-0,26	-0,20	0,54	0,26	0,12
GO	FP Relative	-0,27	-0,38	-0,29	-0,33	-0,35	-0,26	0,48	0,25	0,14	0,23
	FD Relative	-0,26	-0,37	-0,18	-0,31	-0,25	-0,27	0,23	0,40	0,10	0,19
	RMS _{GM} %	0,76	0,85	0,80	0,70	0,73	0,78	0,81	-0,26	0,22	0,38
	RMS _{SOL} %	0,65	0,74	0,65	0,64	-0,30	0,21	0,87	-0,08	0,69	0,61
	RMS _{JA} %	0,11	0,34	0,25	0,40	0,27	0,36	-0,36	0,57	0,66	0,45
GA	FP Relative	-0,26	-0,68	-0,40	-0,70	-0,70	-0,77	0,80	0,25	0,30	0,27
	FD Relative	-0,64	-0,77	-0,36	-0,87	-0,67	-0,79	0,17	0,79	0,53	0,49
	RMS _{GM} %	0,27	0,39	0,25	0,50	0,57	0,58	0,65	0,42	0,30	0,35
	RMS _{SOL} %	0,75	0,60	0,28	0,62	0,64	0,70	0,51	0,51	0,31	0,29
	RMS _{JA} %	0,38	0,59	0,22	0,74	0,53	0,61	0,22	0,65	0,20	0,21
GAO	FP Relative	-0,45	-0,65	-0,36	-0,65	-0,67	-0,64	0,68	0,20	0,60	0,53
	FD Relative	-0,38	-0,11	-0,06	-0,01	-0,40	-0,29	0,15	0,60	0,04	0,12
	RMS _{GM} %	0,79	0,72	0,27	0,73	0,87	0,84	0,88	-0,07	0,29	0,21
	RMS _{SOL} %	0,62	0,56	0,60	0,78	0,20	0,65	0,25	0,23	0,59	0,42
	RMS _{JA} %	0,13	0,10	0,10	0,09	0,45	0,59	0,68	0,58	0,56	0,42

GC : groupe contrôle, GO : groupe obèse, GA : groupe âgé, GAO : groupe âgé et obèse, GM : gastrocnémien médial, SOL : soléaire, JA : jambier antérieur, FP : fléchisseurs plantaires, FD : fléchisseurs dorsaux, YO : yeux ouverts, YF : yeux fermés.

Toutes les cellules colorées montent une corrélation significative (p<0,05).

Etude 2 : Caractérisation des capacités de la marche chez les personnes âgées obèses

❖ **Communication orale**

2018 – 7^{ème} Colloque Sports et Recherche en Pays de la Loire, Nantes

Intérêt de l'identification de profils de marche par les pics de force verticale : étude préliminaire

Guilleron Céline, Beaune Bruno, Boyas Sébastien, Durand Sylvain, Lesourd Laura & Maktouf Waël

❖ **Communication affichée**

2016 - Journée scientifique « Longévité, Mobilité, Autonomie », Le Mans

Stratégies posturales chez les personnes âgées obèses : impact d'un programme d'activité physique de type « Posture, Équilibre et Motricité »

Maktouf Wael, Beaune Bruno, Boyas Sébastien & Durand Sylvain

Sommaire

1. Introduction-----	126
2. Matériels et méthodes-----	127
2.1. Sujets -----	127
2.2. Protocole expérimental -----	128
2.3. Analyses statistiques -----	128
3. Résultats-----	129
3.1. Mesures anthropométriques-----	129
3.2. Paramètres de la marche -----	129
3.3. Electromyographie -----	131
4. Discussion -----	132
4.1. Effets de l'obésité sur la marche et la contribution des activités musculaires -----	132
4.2. Effets de l'âge sur la marche et la contribution des activités musculaires-----	134
4.3. Effets combinés de l'obésité et de l'âge sur la marche et la contribution des activités musculaires -----	135
5. Conclusion-----	137

1. Introduction

La marche est une activité alternée et synchronisée des membres inférieurs, assurant simultanément le maintien de l'équilibre et la propulsion (Diop et al., 2004). Cette habileté motrice dépend de la capacité, d'une part, à coordonner la posture et l'équilibre de son corps et, d'autre part, à le propulser vers l'avant, tout en s'adaptant aux contraintes environnementales (Dubost et al., 2006). Ce mode de locomotion naturel à l'Homme est considéré comme un indicateur de son niveau d'autonomie (Balasubramanian et al., 2015). Toutefois, la survenue d'une pathologie entraînant un déficit moteur dégrade la capacité de locomotion. Dans ce contexte, la littérature suggère que l'obésité et le vieillissement risquent de perturber la marche, et par conséquent, de diminuer l'autonomie des individus (LaRoche et al., 2014; McGraw et al., 2000).

D'une part, l'obésité est associée à une modification de la géométrie corporelle, liée à une augmentation de la masse de différents segments corporels (Fabris de Souza et al., 2005; Rodacki et al., 2005). Ces modifications amènent, le plus souvent, à une dégradation de la capacité de la marche qui se manifeste par une diminution de la vitesse due à une baisse de la longueur des pas (Fabris de Souza et al., 2005; McGraw et al., 2000). De plus, les personnes obèses utilisent un plus grand pourcentage du cycle de marche en double appui avec une forte instabilité M-L par rapport à une population de référence. Ces manifestations sont, a priori, les conséquences d'une production de force musculaire insuffisante (Berrigan et al., 2006; Deforche et al., 2009), d'une dépense métabolique élevée (Browning et al., 2009; Peyrot et al., 2009) ou d'un épuisement physique précoce (Fabris de Souza et al., 2005). Bien que les modifications des paramètres cinétiques, liées à l'obésité pendant la marche sont bien démontrées, les mécanismes sous-jacents qui conduisent à ces changements n'ont pas encore été élucidés. En particulier, il est difficile de savoir si les modifications biomécaniques liées à l'obésité induisent des adaptations neuromusculaires expliquant les modifications des paramètres cinétiques chez les personnes obèses. Il est aussi possible que l'amplitude des activités musculaires ne change pas et que les modifications des paramètres cinétiques de la marche soient une adaptation pour réduire le coût énergétique élevé (Peyrot et al., 2009).

D'autre part, le vieillissement est associé à une perte de la force et de la puissance musculaire, plus particulièrement au niveau des membres inférieurs (Hatzitaki et al., 2005; Maki & McIlroy, 1996). Cette perte est liée à une diminution de la masse musculaire (*i.e.*, sarcopénie) et une perte en efficacité au niveau des réponses motrices (Bruce et al., 2007; Geoffroy et al., 2016). Ce déclin altère les capacités des personnes âgées à se mouvoir avec aisance, et par conséquent, limite leur autonomie. Une méta-analyse descriptive a mis en

évidence que le vieillissement influence négativement et systématiquement les paramètres spatio-temporels de la marche, notamment la vitesse, qui pourrait être un facteur prédictif du risque de chute (Frimenko et al., 2015). En effet, la modification des paramètres spatio-temporels des personnes âgées pourrait refléter des mécanismes d'adaptations, notamment neuromusculaires, pour contrebalancer des capacités musculaires réduites (Caetano et al., 2016; Schrack et al., 2010). Dans ce contexte, il a été observé que, comparées à un groupe d'adultes, les personnes âgées augmentent l'activité musculaire du JA et du SOL durant la phase de simple appui et l'activité musculaire du GM durant la phase du premier appui (Schmitz et al., 2009).

Comme mentionné précédemment, le vieillissement et l'obésité sont associés à une augmentation des oscillations posturales, entraînant des limitations fonctionnelles et éventuellement, une prédisposition aux blessures (Handrigan et al., 2017; Wearing et al., 2006). Toutefois, à notre connaissance, il n'y a pas d'étude qui a caractérisé les troubles de la marche chez une population âgée obèse.

Nous allons dès lors chercher à évaluer l'influence de l'âge et/ou de l'obésité sur la capacité de la marche et les activités musculaires au niveau de la cheville. Nous supposons que *i)* les altérations posturales liées à l'obésité sont associées à une augmentation des activités musculaires au niveau de l'articulation de la cheville *ii)* l'obésité a un effet négatif additionnel aux effets liés au vieillissement sur la marche.

2. Matériels et méthodes

2.1. Sujets

Cent-vingt personnes volontaires ont participé à cette étude, et réparties en 4 groupes en fonction de leur âge et leur IMC : un groupe contrôle (GC ; n = 50 ; âge : $31,8 \pm 4,5$ ans ; IMC : $21,4 \pm 2,2$ kg/m²), un groupe d'adulte obèses (GO ; n = 30 ; âge : $35,4 \pm 4,1$ ans ; IMC : $38,6 \pm 3,5$ kg/m²), un groupe de personnes âgées non-obèses (GA ; n = 20 ; âge : $76,1 \pm 3,5$ ans ; IMC : $24,4 \pm 1,1$ kg/m²) et un groupe de personnes âgées obèses (GAO ; n = 20 ; âge : $79,6 \pm 5,7$ ans ; IMC : $35,5 \pm 2,7$ kg/m²). Ces personnes ne présentaient aucun trouble au niveau des membres inférieurs et étaient dénuées de toutes pathologies cardiovasculaires, mentales, psycho-comportementales. Les données anthropométriques des sujets sont présentées dans le **Tableau VII.2**. Toutes les procédures ont été réalisées en conformité avec les prescriptions éthiques de la déclaration d'Helsinki (2004).

2.2. Protocole expérimental

2.2.1. Mesures anthropométriques

La taille, le tour de hanches et de la taille ont été mesurés au moyen d'un mètre-ruban. La masse corporelle, la MM, la MG et le pourcentage de graisse ont été déterminés par impédancemétrie (*cf.*, 1. méthodologie générale).

2.2.2. Evaluation de la marche

L'analyse de la marche a été effectuée au moyen d'un tapis roulant Zebris. Après une période de familiarisation à la marche sur tapis (4-6 minutes), les sujets ont été invités à marcher pendant une minute à leur vitesse de confort. Chaque sujet réalisait 3 essais séparés par des périodes de pause de 5 minutes (*cf.*, 3. méthodologie générale).

Les paramètres spatio-temporels, les phases de cycle de marche, les paramètres liés aux déplacements du CP et les pics de forces de réaction verticale au sol (**Tableau VII.2**) pour chaque essai ont été exportés. Les moyennes des paramètres des trois essais ont été utilisées dans cette étude.

2.2.3. Enregistrement électromyographique

L'activité musculaire a été enregistrée pour trois muscles : le GM, le SOL et le JA de la jambe dominante pendant des contractions maximales volontaires et pendant l'évaluation de la marche.

Les signaux EMG bruts ont été filtrés par un filtre passe-bas (15-1500 Hz) afin d'éliminer le bruit ou les interférences de mouvement (Luca et al., 2010). Le traitement et l'analyse du signal EMG ont été réalisés au moyen du logiciel Matlab (Matlab R2013a, MathWorks, Natick, USA). Les données ont été rectifiées et lissées en utilisant l'analyse de la moyenne des racines au carré (RMS : root mean square) avec une fenêtre de 20 ms. Le RMS de chaque signal EMG a été normalisé par rapport aux valeurs RMS maximales obtenues au cours de la mesure des MVC, pour GM, SOL et TA. Ensuite, les valeurs RMS normalisées de chaque muscle ont été déterminées pour les différentes phases du cycle de marche (premier double appui, phase de simple appui, phase pré-oscillante et phase oscillante). Enfin, les moyennes des RMS normalisées des dix premiers cycles ont été utilisées dans le traitement statistique de cette étude.

2.3. Analyses statistiques

Les analyses statistiques ont été effectuées à l'aide du logiciel Statistica Software 13.0 (Software, Inc., Tulsa, OK). La paramétricité a été déterminée en utilisant les tests de

Kolmogorov-Smirnov (normalité) et de Levene (homogénéité de la variance). Lorsque les hypothèses de paramétrie ont été vérifiées, une ANOVA à deux facteurs (âge×obésité) et un test post-hoc (LSD multiple comparaison procedure) ont été appliqués en cas d'effet significatif. Les relations entre les activités musculaires pendant les différentes phases de cycle de marche et l'IMC ont évaluées par une analyse de corrélation (Pearson's correlations analysis). Les données ont été exprimées par leurs moyennes et leurs écarts type. Le seuil de significativité retenu a été fixé à $p < 0,05$ pour l'ensemble des résultats.

3. Résultats

3.1. Mesures anthropométriques

Une interaction des effets âge×obésité (**Tableau VII.1**) a été observée pour la masse corporelle ($p < 0,001$; $\alpha^2 = 0,29$; $\beta = 1$), le tour de taille ($p < 0,001$; $\alpha^2 = 0,29$; $\beta = 1$), le pourcentage de graisse corporelle ($p < 0,001$; $\alpha^2 = 0,28$; $\beta = 1$) et la masse grasse ($p < 0,001$; $\alpha^2 = 0,39$; $\beta = 1$). Ces paramètres étaient plus élevés chez GO, GA et GAO par rapport à GC. De plus, ils étaient plus élevés chez GAO par rapport à GA ($p < 0,05$).

Des effets de l'âge et de l'obésité ont été observés pour la masse maigre ($p < 0,01$; $\alpha^2 = 0,84$, $\beta = 0,74$ et $p < 0,001$; $\alpha^2 = 0,14$; $\beta = 0,94$, respectivement) et le tour de hanches ($p < 0,001$; $\alpha^2 = 0,62$; $\beta = 1$ et $p < 0,001$; $\alpha^2 = 0,35$; $\beta = 1$, respectivement). En effet, la masse maigre était plus faible chez GA et GAO que chez GC et elle était plus élevée chez GO par rapport à GC ($p < 0,05$). De plus, le tour de hanches était plus élevé chez GO et GAO par rapport à GC et GA, respectivement.

3.2. Paramètres de la marche

3.2.1. Paramètres spatio-temporels

Une interaction des effets âge×obésité a été observée pour la longueur du pas gauche et droit ($p < 0,001$; $\alpha^2 = 0,14$; $\beta = 0,98$, $p < 0,001$; $\alpha^2 = 0,15$; $\beta = 0,98$, respectivement), la longueur de la foulée ($p < 0,001$; $\alpha^2 = 0,14$; $\beta = 0,98$) et la largeur du pas ($p < 0,001$; $\alpha^2 = 0,35$; $\beta = 1$). Ces paramètres étaient moins élevés chez GO, GA et GAO par rapport à GC. De plus, ils étaient moins élevés chez GAO par rapport à GA ($p < 0,05$).

3.2.2. Cycle de la marche

Une interaction des effets âge×obésité a été observée (**Tableau VII.2**) pour la phase d'appui gauche et droit ($p < 0,01$; $\alpha^2 = 0,10$; $\beta = 0,80$, $p < 0,01$; $\alpha^2 = 0,15$; $\beta = 0,80$, respectivement), la phase de simple appui gauche et droit ($p < 0,05$; $\alpha^2 = 0,10$; $\beta = 0,80$, $p < 0,05$; $\alpha^2 = 0,15$; $\beta = 0,86$, respectivement), la phase pré-oscillante gauche et droite ($p < 0,01$;

$\alpha^2 = 0,10$; $\beta = 0,74$, $p < 0,01$; $\alpha^2 = 0,09$; $\beta = 0,73$, respectivement) et la phase oscillante gauche et droite ($p < 0,01$; $\alpha^2 = 0,10$; $\beta = 0,80$, $p < 0,01$; $\alpha^2 = 0,15$; $\beta = 0,80$, respectivement). De plus, les phases d'appui et pré-oscillante gauche et droit étaient plus élevées chez GO, GA et GAO par rapport à GC et de même chez GAO par rapport à GA ($p < 0,05$). Toutefois, les phases de simple appui et oscillante gauche et droit étaient moins élevées chez GO, GA et GAO par rapport à GC et de même chez GAO par rapport à GA ($p < 0,05$).

Un effet de l'âge a été observé pour le premier double appui gauche et droit ($p < 0,001$; $\alpha^2 = 0,14$; $\beta = 1$, $p < 0,001$; $\alpha^2 = 0,15$; $\beta = 1$, respectivement). Ces paramètres étaient plus élevés chez GA et GAO par rapport à GC ($p < 0,05$).

3.2.3. Paramètres liés aux déplacements du CP

Une interaction des effets âge×obésité (**Tableau VII.2**) a été observée pour la vitesse maximale d'oscillations du CP ($p < 0,05$; $\alpha^2 = 0,17$; $\beta = 0,89$). Ce paramètre était plus élevé chez GO, GA et GAO par rapport à GC. De plus, il était plus élevé chez GAO par rapport à GA ($p < 0,05$).

Concernant la longueur de déplacement du CP lors de la phase simple appui pour le pied gauche et droit, des effets de l'âge ($p < 0,001$; $\alpha^2 = 0,51$; $\beta = 1$, $p < 0,001$; $\alpha^2 = 0,52$; $\beta = 1$, respectivement) et de l'obésité ont été révélés ($p < 0,001$; $\alpha^2 = 0,24$; $\beta = 1$, $p < 0,001$; $\alpha^2 = 0,60$; $\beta = 1$, respectivement).

L'effet de l'obésité a été observé pour la position A-P du CP ($p < 0,001$; $\alpha^2 = 0,15$; $\beta = 1$). Ce paramètre était moins élevé chez le GO par rapport à GC. De plus, il était plus élevé chez GAO par rapport à GA ($p < 0,05$).

3.2.4. Force de réaction verticale au sol

Une interaction des effets âge×obésité (**Tableau VII.2**) a été observée pour l'instant des Pic1 gauche et droit ($p < 0,05$; $\alpha^2 = 0,10$; $\beta = 0,59$, $p < 0,05$; $\alpha^2 = 0,11$; $\beta = 0,60$, respectivement) et de même pour l'instant des Pic2 gauche et droit ($p < 0,01$; $\alpha^2 = 0,10$; $\beta = 0,74$, $p < 0,01$; $\alpha^2 = 0,10$; $\beta = 0,73$, respectivement). Ces paramètres étaient plus élevés chez GO, GA et GAO par rapport à GC. De plus, ils étaient plus élevés chez GAO par rapport à GA ($p < 0,05$).

L'effet de l'âge a été observé pour les valeurs des Pic1 gauche et droit ($p < 0,001$; $\alpha^2 = 0,28$; $\beta = 0,91$, $p < 0,001$; $\alpha^2 = 0,29$; $\beta = 0,95$, respectivement) et de même pour les Pic2 gauche et droit ($p < 0,01$; $\alpha^2 = 0,10$; $\beta = 0,75$, $p < 0,01$; $\alpha^2 = 0,11$; $\beta = 0,76$, respectivement). Ces paramètres étaient plus élevés chez GA et GAO par rapport à GC ($p < 0,05$).

Une interaction des effets âge×obésité a été observée, seulement pour les valeurs de Pic2 gauche et droit ($p < 0,01$; $\alpha^2 = 0,18$; $\beta = 0,78$, $p < 0,01$; $\alpha^2 = 0,19$; $\beta = 0,68$, respectivement). De plus, les valeurs de Pic2 gauche et droit étaient moins élevées chez le GAO par rapport à GA ($p < 0,05$).

3.3. Electromyographie

Le **tableau VII.3** montre l'analyse des variances des amplitudes des activités musculaires chez les 4 groupes. Par ailleurs, la **figure VII.3** présente l'analyse Post-Hoc des différences intragroupes observées dans le cas où il y avait un effet de l'âge, de l'obésité ou une interaction de ces deux effets.

3.3.1. 1^{er} double appui

Une interaction d'effet âge×obésité a été observée pour l'activité du SOL ($p < 0,01$; $\alpha^2 = 0,11$; $\beta = 0,89$). De plus, l'activité du SOL était plus élevée chez GA et GAO par rapport à GC et de même pour GAO par rapport à GA ($p < 0,05$).

Un effet de l'âge a été révélé pour l'activité du JA ($p < 0,01$; $\alpha^2 = 0,12$; $\beta = 0,89$). Ce paramètre était plus élevé chez le GA et GAO par rapport à GC ($p < 0,05$).

3.3.2. Phase de simple appui

Une interaction d'effet âge×obésité a été observée pour l'activité du JA ($p < 0,01$; $\alpha^2 = 0,29$; $\beta = 0,89$). De plus, l'activité du JA était plus élevée chez GA, GO et GAO par rapport à GC et de même pour GAO par rapport à GA ($p < 0,05$).

Concernant l'activité du SOL, un effet de l'âge ($p < 0,001$; $\alpha^2 = 0,33$; $\beta = 1$) et de l'obésité ($p < 0,01$; $\alpha^2 = 0,18$; $\beta = 0,98$) ont été observés, avec des valeurs plus importantes en faveur du GO et GA par rapport à GC ($p < 0,05$).

Une corrélation positive ($p < 0,05$) a été révélée entre l'activité JA et l'IMC (**Figure VII.2.A**) chez GO et de même entre l'activité du SOL et l'IMC, durant cette phase (**Figure VII.2.B**).

3.3.3. Phase pré-oscillante

Une interaction d'effet âge×obésité a été observée pour l'activité GM ($p < 0,05$; $\alpha^2 = 0,10$; $\beta = 0,60$). De plus, l'activité du GM était plus élevée chez GO et GAO par rapport à GC et de même pour GAO par rapport à GA ($p < 0,05$).

Concernant l'activité du SOL, un effet de l'obésité ($p < 0,01$; $\alpha^2 = 0,10$; $\beta = 0,84$) et de l'âge ($p < 0,001$; $\alpha^2 = 0,15$; $\beta = 0,96$). De plus, l'activité du SOL était plus élevée chez GO, GA et GAO par rapport à GC ($p < 0,05$).

Une corrélation positive ($p < 0,05$) a été révélée entre l'activité du GM et l'IMC chez GO (**Figure VII.3**) et GAO (**Figure VII.4**), durant cette phase.

3.3.4. Phase d'oscillation

Aucune différence ou relation significative n'a été observée durant cette phase.

4. Discussion

Le but de cette étude était d'étudier l'effet de l'âge et/ou de l'obésité sur la capacité de la marche et les activités musculaires au niveau de la cheville pendant cette tâche. Les résultats indiquent que les effets combinés de l'âge et de l'obésité sont responsables d'une dégradation amplifiée des paramètres de la marche, notamment spatio-temporels. Ces altérations sont plus particulièrement associées à une augmentation des activités musculaires lors de la phase d'appui, à celles des FD lors de la phase de simple appui et à celles des FP lors de phase pré-oscillante. Cependant, l'âge et l'obésité induisent des adaptations neuromusculaires différentes.

4.1. Effets de l'obésité sur la marche et la contribution des activités musculaires

Les résultats de cette étude confirment que les paramètres spatio-temporels, notamment la longueur du pas et la foulée, sont significativement plus faibles chez les individus obèses (ici GO) comparés aux sujets de masse normale (ici, GC) (Benedetti et al., 2009; DeVita & Hortobágyi, 2003). Cela pourrait être expliqué par le fait que la personne obèse utilise un faible pourcentage du cycle de marche pendant les phases de simple appui et pré-oscillante (DeVita & Hortobágyi, 2003; Monteiro et al., 2010). Lors de ces mêmes phases, ces altérations ont été associées à une augmentation des amplitudes des activités musculaires des muscles mobilisateurs de l'articulation de la cheville (**Figure VII.1**). Cette augmentation des activités musculaires pourraient être partiellement attribuée aux modifications de la biomécanique du mouvement (DeVita & Hortobágyi, 2003; Harding et al., 2012) liées à un excès de masse corporelle à mobiliser, mais aussi à une instabilité posturale liée à une défaillance au niveau des mécanismes de la régulation posturale.

Plusieurs études ont expliqué que l'augmentation de la masse corporelle induit des modifications de la biomécanique de la marche (DeVita & Hortobágyi, 2003; DeVita, Rider, & Hortobágyi, 2016; Harding et al., 2012; Peyrot et al., 2009). Les résultats de cette étude confirment cette observation, montrant que l'excès de la masse corporelle induit une

modification au niveau de la géométrie des pas lors de la marche qui se traduit par une augmentation de la largeur des pas (+40% chez GO par rapport au GC). Ces altérations ont été associées à une augmentation des activités musculaires des FP et des FD. En effet, lors de la phase pré-oscillation, le GO a montré une forte activité du GM (+54%) et du SOL (+21%) par rapport au GC. Ainsi, une corrélation positive a été observée entre le GM et l'IMC chez le GO pendant cette phase (**Figure VII.3**). Etant donné que le GM est un muscle responsable de la propulsion du corps vers l'avant (Murray et al., 1978; Sutherland, 2001), il est donc évident que l'augmentation de la masse corporelle induit une augmentation de la stimulation des FP, notamment le GM et le SOL pour pouvoir faire déplacer et gérer le niveau élevé de la masse corporelle. Dans ce contexte, DeVita & Hortobágyi, (2003) ont rapporté que les personnes obèses, par rapport aux personnes de masse corporelle normale, diminuent leur flexion de genou de 12% et augmentent de 11% leur flexion plantaire lors de la marche à une vitesse de confort. Cela suggère que les personnes obèses s'appuient plutôt sur une stratégie de cheville, favorisant une stimulation accrue des FP lors de la phase de propulsion. De ce fait, nous supposons que l'augmentation des activités musculaires des FP, lors de la phase pré-oscillante, pourrait être considérée comme une stratégie de renforcement, permettant de faire face à l'augmentation de la surcharge pondérale à déplacer.

Par ailleurs, les résultats de cette étude ont montré un déplacement et une vitesse du CP plus importants chez le GO par rapport au GC, suggérant que les personnes obèses se caractérisent par une instabilité posturale pendant la marche (McGraw et al., 2000). Généralement, pendant la marche, le SOL joue le rôle de stabilisateur du pied durant la phase de simple appui (Murray et al., 1978). Dans ce contexte, l'augmentation de l'activité du SOL (+39%) et du JA (+51%), observées chez le GO durant la phase de simple appui, nous permet d'avancer que ces derniers ont été excessivement sollicités pour augmenter la stabilité des sujets obèses pendant la position unipodale (Browning et al., 2009). Par ailleurs, il a été démontré que l'augmentation de la masse corporelle est associée à une dégradation des capacités proprioceptives (Bensmaïa, Leung, & Johnson, 2005; Handrigan et al., 2012). Les corrélations positives entre l'IMC et l'activité du SOL et JA lors de la phase de simple appui (**Figure VII.2**) confirment donc, que l'augmentation de la masse corporelle, telle qu'elle est observée chez les personnes obèses, favorise une augmentation de l'activité musculaire des muscles mobilisateurs de la cheville afin de gérer l'instabilité posturale liée à une défaillance au niveau du mécanisme d'intégration sensorielle (Bensmaïa, Leung, & Johnson, 2005). De ce fait, l'augmentation de l'activité musculaire chez les personnes obèses, pendant la phase de simple appui, peut être considérée comme une stratégie de soutien, permettant d'assurer le maintien de leur équilibre.

A partir de ces éléments, nous émettons l'hypothèse que l'augmentation des activités musculaires chez les personnes obèses est à la fois, une stratégie de renforcement pendant la phase pré-oscillante, et une stratégie de soutien pendant la phase de simple appui. Toutefois, les stratégies favorisant une augmentation des activités musculaires induisent une dépense énergétique accrue (Cattagni, Scaglioni, Laroche, Gremeaux, & Martin, 2016; Marques et al., 2013; Peyrot et al., 2009). Il est donc probable que les personnes obèses réduisent le temps passé en simple appui et en pré-oscillation (*i.e.*, phase de propulsion) pour minimiser la dépense énergétique liée à une stimulation accrue des muscles mobilisateurs de l'articulation de la cheville.

La marche chez les personnes obèses peut aussi être considérée comme normale, et plutôt, « économique » puisqu'elle leur fournit plusieurs stratégies d'adaptation afin de faire face aux manifestations neuromusculaires et biomécaniques pendant la marche. Lors de cette étude, les manifestations neuromusculaires ont été observées chez le GO pendant la marche à sa vitesse de confort. Etant donné que les personnes obèses présentent une fatigue précoce et une récupération retardée lors des tâches d'endurance isométrique que les individus de masse corporelle normale (Pajoutan et al., 2017), nous admettons donc, que les manifestations neuromusculaires observées chez le GO, ne sont pas seulement des stratégies d'adaptation mais constituent à terme des facteurs de risque et de déséquilibre.

4.2. Effets de l'âge sur la marche et la contribution des activités musculaires

Les résultats de cette étude révèlent des dégradations des paramètres spatio-temporels, notamment la longueur du pas et la foulée (Nagano et al., 2011; Rogers et al., 2008). Ces manifestations s'expliquent par des modifications des durées des différentes phases du cycle de la marche. En effet, les personnes âgées utilisent un plus grand pourcentage du cycle de marche en phase d'appui, notamment en phase de double appui, et un plus faible pourcentage du cycle en phase oscillante. De plus, lors de la phase d'appui, les personnes âgées présentent une phase de simple appui très réduite (Bohannon, 1997; Prince et al., 1997; Winter et al., 1990; Woo et al., 1995). Nous montrons que ces manifestations sont associées à une augmentation des activités des muscles mobilisateurs de l'articulation de la cheville, notamment pendant cette même phase d'appui. Par conséquent, l'ensemble de ces phénomènes pourrait contribuer à une diminution des capacités de production de la force chez les personnes âgées et/ou à une dégradation de leurs capacités de régulation posturale.

Les Pic1 et 2 relatifs de la force de réaction verticale au sol étaient moins élevés chez le GA par rapport au GC, montrant les faibles capacités des personnes âgées à produire une force

d'amortissement (*i.e.*, Pic1) et une force de propulsion (*i.e.*, Pic2), mais une activité élevée des muscles mobilisateurs de la cheville. En effet, lors du 1^{er} double appui (*i.e.* moment de la production du Pic1 par les FD), le GA a montré une augmentation de l'activité du JA (+41%) par rapport au GC. De plus, lors de la phase pré-oscillante (*i.e.*, moment de la production du Pic 2 par les FP), le GA a montré une augmentation du SOL (+40%) par rapport au GC. L'ensemble de ces observations illustre que les personnes âgées augmentent les activités musculaires des FP et des FD pour compenser leurs faibles capacités de production de la force pendant la marche.

Par ailleurs, la vitesse du déplacement du CP était plus importante chez le GA par rapport au GC, suggérant que les personnes âgées se caractérisent par une instabilité posturale accrue lors de la marche. Cela a été également accompagné par une augmentation des activités du SOL et du TA lors de la phase de simple appui. De ce fait, l'augmentation de la stimulation des FP et des FD pourrait être considérée comme une stratégie d'adaptation permettant de maintenir la stabilisation de la cheville ou autour de la cheville pendant la marche.

Néanmoins, les résultats de cette étude ont montré que le GA augmente l'activité du SOL lors de la phase du 1^{er} double appui. Or, le SOL est un muscle antagoniste lors de cette phase, suggérant que les personnes âgées mettent en place des mécanismes de coactivation (Kim et al., 2012; Lo et al., 2017), afin d'assurer la stabilité de la cheville lors de la marche et/ou compenser la faiblesse musculaire des muscles mobilisateurs de la cheville. Cela pourrait favoriser l'installation de la fatigue précoce et induire, par conséquent, l'augmentation des troubles de l'équilibre pendant la marche chez les personnes âgées (Marques et al., 2013; Mian et al., 2006).

4.3. Effets combinés de l'obésité et de l'âge sur la marche et la contribution des activités musculaires

Les résultats de cette étude montrent que les paramètres spatio-temporels, notamment la longueur du pas et la foulée sont également altérés chez le GAO par rapport au GA. Cela a été accompagné par une diminution de la durée relative de la phase d'oscillation et une augmentation de la durée relative de la phase d'appui. Ainsi, lors de la phase d'appui, le GAO augmente les phases en double appui et réduit la phase en simple appui. Par conséquent, comme pendant l'équilibre orthostatique (Maktouf et al., 2018) l'augmentation de la masse corporelle, en particulier lorsqu'elle est associée au vieillissement, augmente l'altération de la marche, par addition des causes liées au vieillissement et à l'obésité.

Les altérations des paramètres spatio-temporels, observées chez les personnes âgées ont été associées à une augmentation des activités des FP et des FD, expliquant, en partie, les mécanismes par lesquels les altérations de la marche surviennent chez les personnes âgées obèses. Deux explications peuvent être évoquées. La première est liée à une instabilité accrue lors de la phase de simple appui, la deuxième est liée à une insuffisance de force musculaire lors de la phase de propulsion.

L'augmentation de la vitesse du CP observée chez le GAO et l'augmentation de l'activité du JA lors de la phase de simple appui confirment que les personnes âgées obèses se caractérisent par une instabilité accrue (Handrigan et al., 2017; Maktouf et al., 2018; Wearing et al., 2006). De plus, parce que cette activité du JA a été corrélée avec l'IMC (**Figure VII.4**), ceci souligne qu'une augmentation de la masse corporelle, quand elle est associée au vieillissement, induit la mise en place d'une stratégie de soutien par la stimulation élevée des muscles mobilisateurs de la cheville pour gérer le déséquilibre liée à l'obésité (Corbeil et al., 2001; Maktouf et al., 2018). Dès lors, nous pouvons supposer que la réduction de la phase de simple appui et l'augmentation des phases en double appui pourraient être considérées comme des stratégies posturales adoptées par les personnes âgées obèses afin de rallonger le temps passé pendant les phases les plus rassurantes, notamment les phases en double appui, et réduire les phases les moins sécurisantes (en simple appui) pour éviter la chute (Caetano et al., 2016; Frimenko et al., 2015; Schrack et al., 2010).

Une diminution du Pic2 relatif a été également observée chez le GAO. Or, dans notre première étude (Maktouf et al., 2018), nous avons montré l'absence de différences significatives entre la force maximale relative des FP de GA et GAO. Nous admettons donc que les personnes obèses sont incapables de produire une force supplémentaire, relative à leur masse corporelle pendant la phase de propulsion. Ainsi, le GAO a montré une augmentation de l'activité du GM par rapport au GAO pendant cette phase, a priori, pour compenser l'insuffisance de force musculaire au niveau des FP.

Finalement, en se basant sur toutes les considérations ci-dessus, nous suggérons que l'augmentation des activités des muscles mobilisateurs de l'articulation de la cheville est un indicateur qui contribue à, l'altération de la marche chez les personnes âgées obèses. Cette augmentation est principalement due à une instabilité posturale accrue et une insuffisance de force musculaire.

5. Conclusion

L'obésité est associée à une modification de la biomécanique de la marche et une instabilité posturale. Ces altérations imposent des contraintes additionnelles aux détériorations musculaires liées au vieillissement. L'accumulation de ces effets, comme ils sont observés chez les personnes âgées obèses, induit une augmentation des activités musculaires, notamment au niveau des muscles mobilisateurs de l'articulation de la cheville pendant la phase d'appui. Toutefois, cela favorise une dépense énergétique accrue et une augmentation des troubles de l'équilibre lors de la marche. Dans ce contexte, l'activité physique basée sur des exercices de renforcement musculaire et de motricité pourrait être une modalité de prise en charge satisfaisante afin de lutter contre les effets cumulés de l'âge et de l'obésité.

Tableau VII.1 : Données anthropométriques des 4 groupes étudiés.

Caractéristiques	GC	GO	GA	GAO	Effet	Effet	Interaction
	(n = 50)	(n = 30)	(n = 20)	(n = 20)	De l'âge	De l'obésité	âge×obésité
	Moy ± écart-type	Moy ± écart-type	Moy ± écart-type	Moy ± écart-type	<i>p</i>	<i>p</i>	<i>p</i>
Age (ans)	31,8 ± 4,5	35,4 ± 4,1	76,1 ± 3,5*	79,6 ± 5,7*	p<0,001	NS	NS
Taille (cm)	171,0 ± 6,5	162,3 ± 5,8	165,7 ± 4,9	160,3 ± 4,5	NS	NS	NS
Masse (kg)	64,7 ± 5,9*	109,0 ± 10,5*	67,4 ± 4,9*	91,7 ± 6,7*+	p<0,001	p<0,001	p<0,001
IMC (kg/m ²)	21,4 ± 2,2	38,6 ± 3,7*	24,4 ± 1,1	35,8 ± 2,7*+	NS	p<0,001	p<0,001
Graisse (%)	13,8 ± 3,4	34,8 ± 6,7*	24,4 ± 3,4*	38,6 ± 3,5*+	p<0,01	p<0,001	p<0,001
MG (kg)	8,9 ± 2,9	37,9 ± 7,4*	16,5 ± 4,2*	34,6 ± 3,8*+	p<0,001	p<0,05	p<0,001
MM (kg)	55,8 ± 5,5	71,1 ± 5,1*	50,9 ± 6,4*	53,1 ± 4,4*	p<0,001	p<0,01	NS
Tour de taille (cm)	71,4 ± 8,9	119,8 ± 6,0 *	68,7 ± 3,7	96,8 ± 6,8*+	p<0,001	p<0,001	p<0,001
Tour de hanches (cm)	81,7 ± 6,7	114,4 ± 8,9*	76,5 ± 4,5	99,8 ± 5,1*+	p<0,001	p<0,001	NS

La comparaison entre les 4 groupes est réalisée selon une ANOVA à deux facteurs pour chaque paramètre. Lorsqu'il y a un effet de l'âge, de l'obésité et une interaction des effets (âge×obésité), une analyse Post-Hoc (*LSD multiple comparison procedure*) a été également réalisée.

GC : groupe contrôle, GO : groupe obèse, GA : groupe âgé, GAO : groupe âgé et obèse, IMC : indice de masse corporelle, MG : masse grasse, MM : masse maigre.

* : différence significative entre GC et les autres groupes (p<0,05).

+ : différence significative entre GA et GAO (p<0,05).

NS : pas d'effet significatif.

Tableau VII.2 : Paramètres spatio-temporels, du centre de pression et des forces de réaction au sol pendant la marche.

	GC (n = 50) Moy ± écart-type	GO (n = 30) Moy ± écart-type	GA (n = 20) Moy ± écart-type	GAO (n = 20) Moy ± écart-type	Effet de l'âge				Effet de l'obésité				Interaction âge×obésité			
					F	p	α ²	β	F	p	α ²	β	F	p	α ²	β
Géométrie																
Rotation du pied (°)																
Gauche	8,3±3,4	8,5±5,2	9,8±5,3	9,5±13,4	-	NS	-	-	-	NS	-	-	-	NS	-	-
Droite	12,2±4,4	11,3±5,4	12,7±5,1	11,2±5,2	-	NS	-	-	-	NS	-	-	-	NS	-	-
Longueur du pas (cm)																
Gauche	67,5±5,5	53,8±11,1*	38,3±13,0*	22,1±5,4*+	417,3	p<,001	0,80	1	138,4	p<,001	0,56	1	18,1	p<,001	0,14	0,98
Droite	66,5±5,3	50,4±11,1*	39,4±13,4*	24,6±4,6*+	420,7	p<,001	0,81	1	133,5	p<,001	0,57	1	18,5	p<,001	0,15	0,98
Longueur de la foulée (°)																
Gauche	133,8±10,5	106,6±13,7*	77,3±26,1*	46,6±9,4*+	423,5	p<,001	0,81	1	135,6	p<,001	0,59	1	19,0	p<,001	0,14	0,98
Largeur du pas (cm)																
Gauche	8,6±2,6	12,0±3,0*	10,7±3,9*	15,2±2,3*+	116,4	p<,001	0,52	1	159,5	p<,001	0,60	1	58,8	p<,001	0,35	1
Cycle de la marche																
Phase d'appui (%)																
Gauche	64,7±1,9	66,8±1,9*	68,9±5,2*	74,9±2,9*+	93,6	p<,001	0,46	1	40,5	p<,001	0,27	1	9,8	p<,01	0,10	0,80
Droite	64,6±1,9	67,3±1,9*	69,3±5,8*	74,3±5,2*+	83,9	p<,001	0,52	1	48,5	p<,001	0,29	1	10,6	p<,01	0,15	0,81
Premier double appui (%)																
Gauche	14,6±2,0	16,9±1,6	21,0±2,0*	26,1±4,7*	17,5	p<,001	0,14	1	-	NS	-	-	-	NS	-	-
Droite	14,7±1,8	17,1±1,8	21,3±3,6*	25,9±3,6*	17,1	p<,001	0,15	1	-	NS	-	-	-	NS	-	-
Phase de simple appui (%)																
Gauche	35,4±1,9	32,7±1,9*	26,9±2,7*	23,6±6,9*+	93,6	p<,001	0,46	1	40,5	p<,001	0,28	1	9,9	p<,05	0,10	0,87
Droite	35,3±1,9	33,2±2,0*	26,4±3,4*	23,5±5,6*+	91,5	p<,001	0,45	1	41,2	p<,001	0,26	1	10,1	p<,05	0,12	0,86
Phase pré-oscillante (%)																
Gauche	14,8±1,8*+	17,1±1,8*	21,5±4,3*	24,0±3,8*+	227,3	p<,001	0,68	1	52,2	p<,001	0,21	1	6,9	p<,01	0,10	0,74
Droite	14,6±2,0*+	17,0±1,6*	21,1±3,7*	24,7±4,5*+	220,5	p<,001	0,67	1	51,7	p<,001	0,22	1	7,1	p<,01	0,09	0,73
Phase oscillante (%)																
Gauche	35,3±1,9	33,2±1,9*	30,9±5,6*	25,1±4,0*+	172,5	p<,001	0,28	1	20,1	p<,001	0,17	1	7,5	p<,01	0,11	0,78
Droite	35,4±2,0	32,7±1,9*	29,7±5,9*	25,7±5,1*+	170,4	p<,001	0,30	1	20,5	p<,001	0,16	1	8,1	p<,01	0,15	0,74
Phase double appui (%)																
Gauche	29,3±3,7	34,5±3,4*	42,3±5,6*	50,1±7,9*	140,3	p<,001	0,57	1	18,6	P<,001	0,15	0,9	-	NS	-	-

Etude 2 : Caractérisation des capacités de la marche chez les personnes âgées obèses

	GC (n = 50) Moy ± écart-type	GO (n = 30) Moy ± écart-type	GA (n = 20) Moy ± écart-type	GAO (n = 20) Moy ± écart-type	Effet de l'âge				Effet de l'obésité				Interaction âge×obésité			
					F	p	α ²	β	F	p	α ²	β	F	p	α ²	β
Paramètres du COP																
Long lors de la phase A (mm)																
Gauche	161,1±21,3	184,7±32,4	147,9±38,2	117,7±28,8	44,5	p<,001	0,30	1	-	NS	-	-	19,9	p<,001	0,16	0,98
Droite	161,4±15,1	182,5±13,8	152,1±40,5	120,4±15,1	45,5	p<,001	0,29	1	-	NS	-	-	20,1	p<,001	0,15	0,98
Long lors de la phase SA (mm)																
Gauche	113,5±15,3	97,5±24,6	67,7±39,5	39,6±14,1	116,1	p<,001	0,51	1	34,6	p<,001	0,24	1	-	NS	-	-
Droite	113,8±13,3	97,2±24,4	79,6±42,2	39,6±14,1	114,2	p<,001	0,52	1	159,5	p<,001	0,60	1	-	NS	-	-
Pos antéro-postérieure (mm)	169,1±14,5	150,2±17,6	168,5±35,0	147,8±25,1	-	NS	-	-	19,6	p<,001	0,15	1	-	NS	-	-
Vitesse maximale (cm/s)	65,5±15,5	97,7±31,2	117,8±27,2	158,5±26,5	121,7	p<,001	0,53	1	57,9	p<,001	0,34	1	12,2	P<,05	0,17	0,89
Paramètres de force																
Pic de force 1 relative (N/kg)																
Gauche	10,4±1,1	10,1±1,2	9,2±2,3*	9,4±1,5*	32,5	p<,001	0,28	0,91	-	NS	-	-	-	NS	-	-
Droite	10,2±1,0	9,9±1,2	9,4±2,7*	9,5±1,4*	31,5	p<,001	0,29	0,95	-	NS	-	-	-	NS	-	-
Instant de Pic 1																
Gauche	15,6±2,2	20,3±3,4*	21,2±6,5*	29,1±5,3*+	78,7	p<,001	0,42	1	61,1	p<,001	0,36	1	4,9	p<,05	0,10	0,59
Droite	16,0±2,3	20,5±2,9*	20,4±6,5*	28,5±4,5*+	76,7	p<,001	0,41	1	60,9	p<,001	0,35	1	4,7	p<,05	0,11	0,60
Pic de force 2 relative (N/kg)																
Gauche	11,0±2,7	10,3±1,2	10,0±2,1*	9,3±1,2*+	7,3	p<,01	0,10	0,75	-	NS	-	-	10,1	p<,01	0,18	0,78
Droite	10,7±2,5	10,1±1,6	9,5±2,2*	9,0±1,5*+	7,5	p<,01	0,11	0,76	-	NS	-	-	10,2	p<,01	0,19	0,68
Instant de pic 2																
Gauche	47,7±1,6	45,6±4,1	53,3±3,3	55,9±2,3	78,7	p<,001	0,42	1	61,1	p<,001	0,36	1	6,9	p<,01	0,10	0,74
Droite	47,4±2,3	45,3±3,9	52,2±4,2	54,8±2,6	76,7	p<,001	0,41	1	60,9	p<,001	0,35	1	7,1	p<,01	0,09	0,73

La comparaison entre les 4 groupes est réalisée selon une ANOVA à deux facteurs pour chaque paramètre. Lorsqu'il y a un effet de l'âge, de l'obésité et une interaction des effets (âge×obésité), une analyse Post-Hoc (*LSD multiple comparison procedure*) a été également réalisée.

GC : groupe contrôle, GO : groupe obèse, GA : groupe âgé, GAO : groupe âgé et obèse, relative : rapporté à la masse corporelle.

* : différence significative entre GC et les autres groupes (p<0,05). + : différence significative entre GA et GAO (p<0,05). NS : pas d'effet significatif.

Tableau VII.3 : Valeurs moyennes des RMS normalisées des muscles étudiés.

Les phases du cycle de marche	Muscle	GC	GO	GA	GAO	Effet de l'âge				Effet de l'obésité				Interaction âge×obésité			
		(n = 50) Moy ± écart-type	(n = 30) Moy ± écart-type	(n = 20) Moy ± écart-type	(n = 20) Moy ± écart-type	F	p	α ²	β	F	p	α ²	β	F	p	α ²	β
1^{er} double appui (0-15%)	GM	10,4±2,2	11,7±3,8	12,2±3,3	12,0±2,9	-	NS	-	-	-	NS	-	-	-	NS	-	-
	SOL	9,4±1,8	10,6±3,3	13,2±4,5*	17,1±5,9*+	20,5	p<,001	0,31	0,95	-	NS	-	-	10,5	p<,01	0,11	0,89
	TA	18,1±2,7	19,8±4,2	25,7±5,7*	26,3±6,2*	10,5	p<,01	0,12	0,89	-	NS	-	-	-	NS	-	-
Simple appui (15-45%)	GM	10,9±2,3	11,8±3,8	12,9±3,8	12,8±5,2	-	NS	-	-	-	NS	-	-	-	NS	-	-
	SOL	10,2±3,0	16,6±3,9*	17,8±5,1*	18,2±3,5*	20,0	p<,001	0,33	1	18,4	p<,001	0,18	0,98	-	NS	-	-
	JA	11,2±2,9	15,6±5,1*	16,5±3,7*	19,1±3,1*+	39,4	p<,001	0,32	1	20,1	p<,001	0,25	0,96	40,1	p<,001	0,29	0,88
Pré- oscillation (45-60%)	GM	18,8±3,5	28,6±3,9*	20,1±2,9	30,1±5,4*+	-	NS	-	-	86,3	p<,001	0,51	1	4,9	p<,05	0,10	0,60
	SOL	24,1±5,4	29,4±5,9*	30,6±8,6*	31,1±6,7*	15,0	p<,001	0,15	0,96	9,9	p<,01	0,10	0,84	-	NS	-	-
	JA	7,6±2,2	8,8±4,9	9,3±3,9	10,1±3,5	-	NS	-	-	-	NS	-	-	-	NS	-	-
Oscillation (60-100%)	GM	6,1±4,5	7,1±3,2	7,5±3,2	7,7±3,6	-	NS	-	-	-	NS	-	-	-	NS	-	-
	SOL	7,1±2,8	8,5±3,5	12,5±3,4	12,9±6,4	-	NS	-	-	-	NS	-	-	-	-	-	-
	JA	13,5±3,1	14,5±5,2	14,5±5,2	15,5±3,3	-	NS	-	-	-	NS	-	-	-	NS	-	-

La comparaison entre les 4 groupes est réalisée selon une ANOVA à deux facteurs pour chaque paramètre. Lorsqu'il y a un effet de l'âge, de l'obésité et une interaction des effets (âge×obésité), une analyse Post-Hoc (*LSD multiple comparison procedure*) a été également réalisée.

GC : groupe contrôle, GO : groupe obèse, GA : groupe âgé, GAO : groupe âgé et obèse, GM : gastrocnémien médial, SOL : soléaire, TA : jambier antérieur.

* : différence significative entre GC et les autres groupes (p<0,05).

+ : différence significative entre GA et GAO (p<0,05).

NS : pas d'effet significatif.

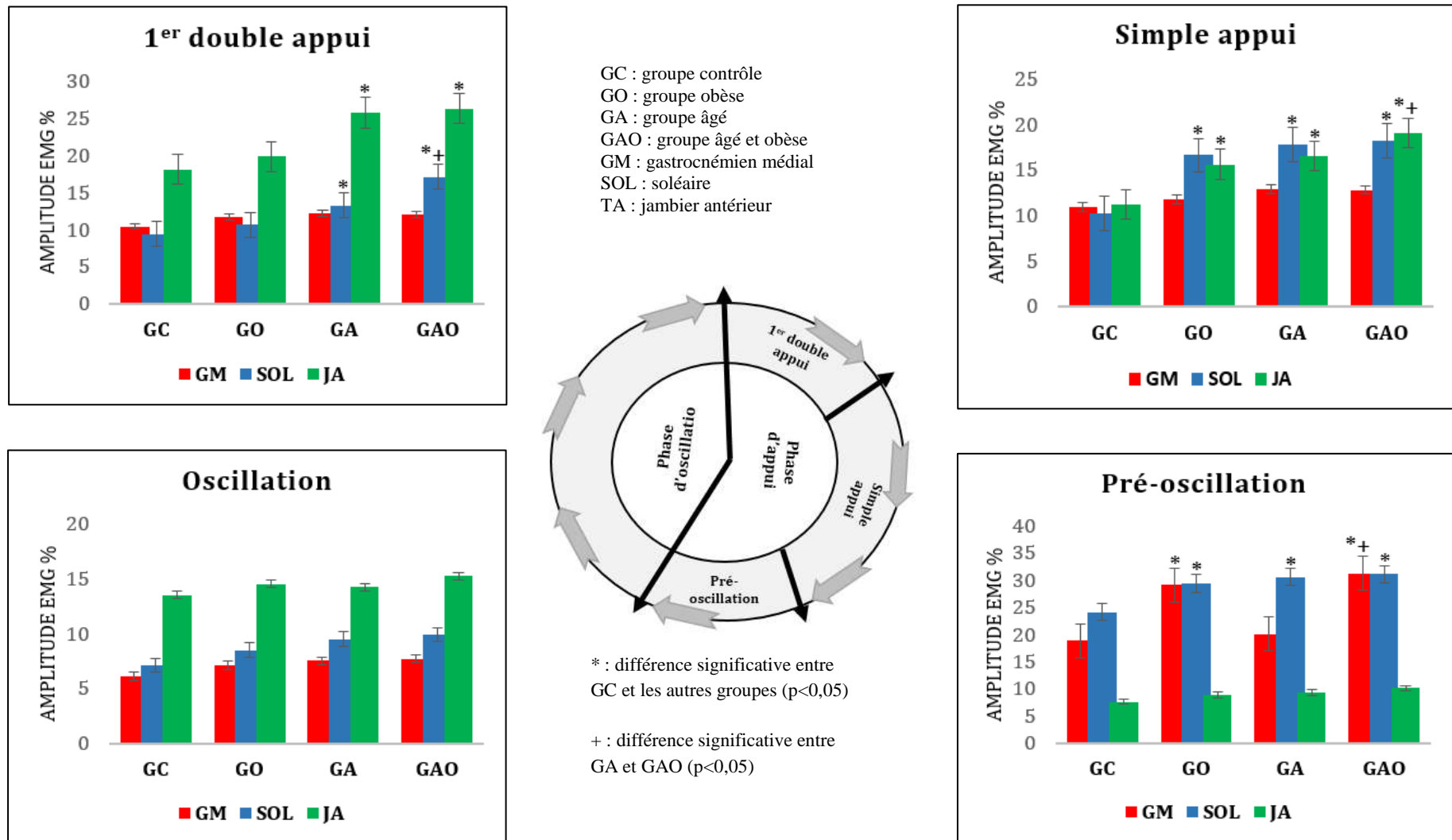


Figure VII.1 : Analyse Post Hoc des différences des amplitudes des activités musculaires lors des différentes phases de cycle de marche.

Etude 2 : Caractérisation des capacités de la marche chez les personnes âgées obèses

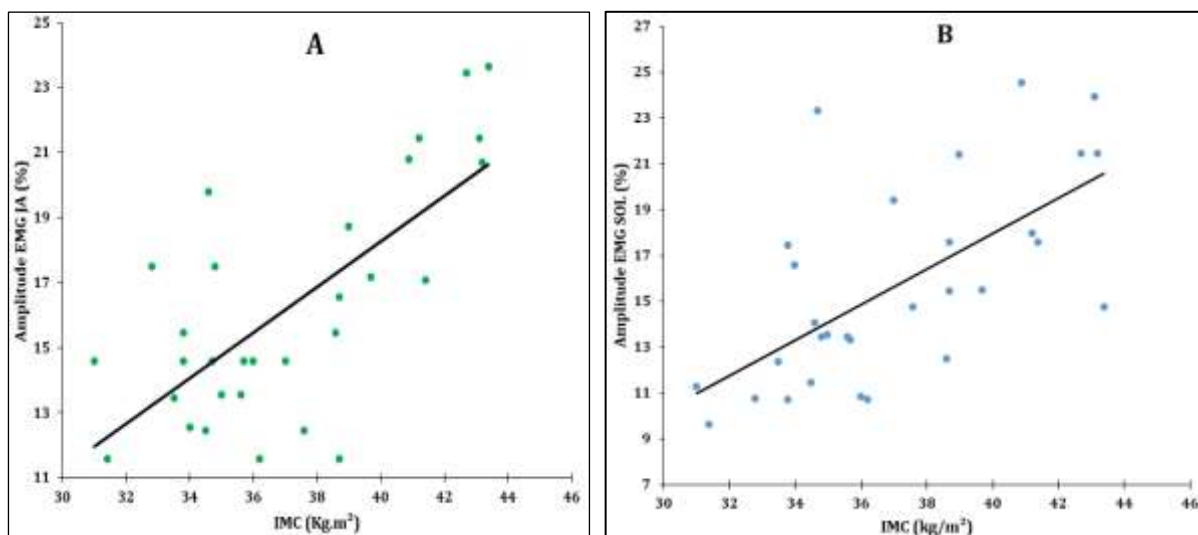


Figure VII.2 : Relation entre l'IMC et l'amplitude de l'activité EMG des muscles mobilisateurs de la cheville lors de la phase de simple appui du cycle de marche chez le groupe obèse.

La figure A présente la relation linéaire entre l'IMC et l'activité du jambier antérieur (JA). L'équation de la droite de régression linéaire : $\text{Amplitude EMG JA} = 0,702 * \text{IMC} - 9,8023$ ($r^2 = 0,50$; $r = 0,71$; $p < 0,05$). La figure B présente la relation linéaire entre l'IMC et l'activité du soléaire (SOL). L'équation de la droite de régression linéaire : $\text{Amplitude EMG SOL} = 0,7777 * \text{IMC} - 13,149$ ($r^2 = 0,41$; $r = 0,65$; $p < 0,05$).

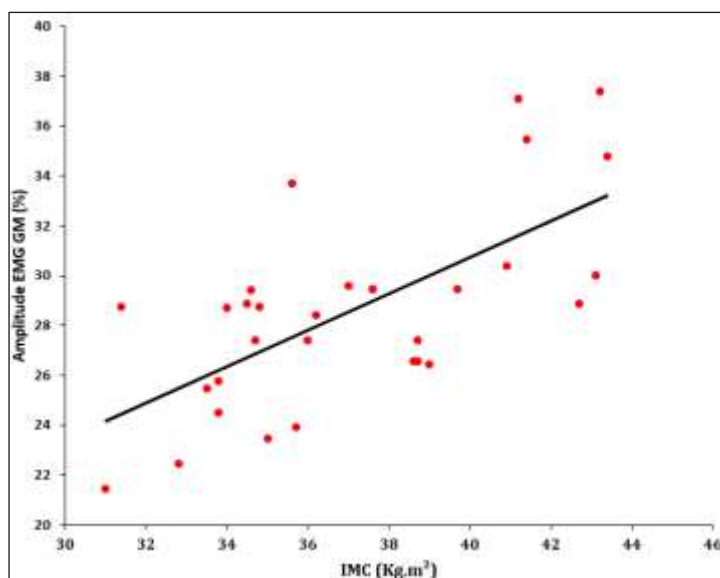


Figure VII.3 : Relation linéaire entre l'IMC et l'amplitude de l'activité musculaire du gastrocnémien médial (GM) lors de la phase pré-oscillante du cycle de marche chez le groupe obèse.

L'équation de la droite de régression linéaire : $\text{Amplitude EMG GM} = 0,07328 * \text{IMC} - 1,4221$ ($r^2 = 0,44$; $r = 0,67$; $p < 0,05$).

Etude 2 : Caractérisation des capacités de la marche chez les personnes âgées obèses

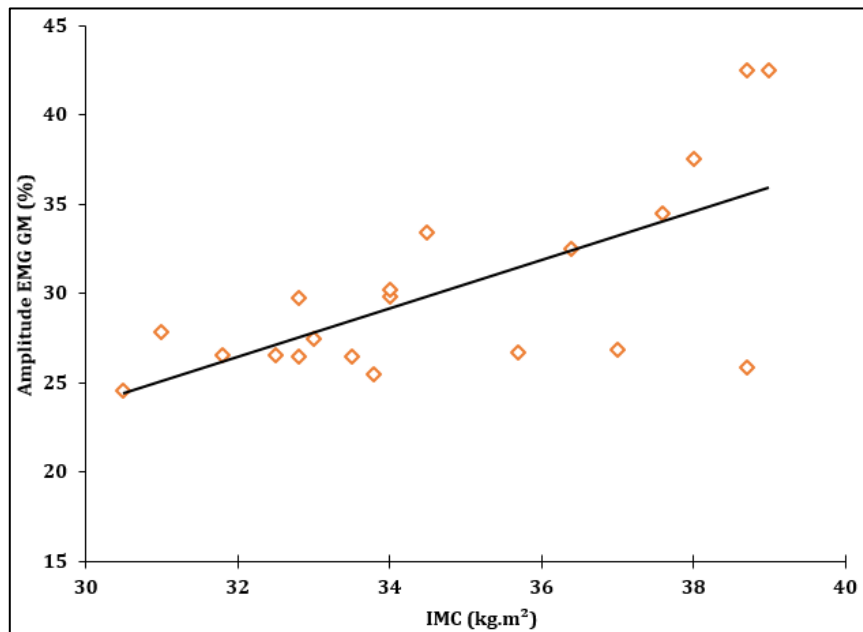


Figure VII.4 : Relation linéaire entre l'IMC et l'amplitude de l'activité musculaire du gastrocnémien médial (GM) lors de la phase pré-oscillante du cycle de marche chez le groupe âgé obèse.

*L'équation de la droite de régression linéaire : $Amplitude\ EMG\ GM = 1,36 * IMC - 17,09$ ($r^2 = 0,45$; $r = 0,67$; $p < 0,05$).*

Etude 3 : Effets d'un programme d'activités physiques adaptées sur les capacités d'équilibre et de marche chez les personnes âgées et obèses

❖ Publications

2019

Effects of adapted physical activities on neuromuscular capacities, postural control and gait in obese elderly - En cours d'écriture

Maktouf Wael, Boyas Sébastien, Beaune Bruno & Durand Sylvain

2018 - Journal of physical activity and health - Under review (Cf., Annexes)

Influence of obesity and impact of a physical activity program on postural control in institutionalized elderly: A pilot study

Maktouf Wael, Durand Sylvain, Beaune Bruno & Boyas Sébastien

❖ Communications orales

2017 – 1^{er} Séminaire « Activités Physiques Adaptées », Le Mans

Viellissement et activité physique : exemples de prise en charge

Maktouf Wael, Beaune Bruno, Boyas Sébastien, Pouliquen Camille & Durand Sylvain

2016 - 2^{ème} Congrès international « Obésité, Corporéité, Sport et Santé », Gafsa (Tunisie)

Contrôle de la stabilité posturale statique chez les personnes âgées : influence de l'obésité et efficacité d'un programme d'activités physiques adaptées

Maktouf Waël, Beaune Bruno, Durand Sylvain & Boyas Sébastien

2016 - 2^{ème} Congrès international de l'association africaine des sciences du Sport « 2A2S », Hammamet (Tunisie)

Troubles de l'équilibre et capacités fonctionnelles chez les personnes âgées atteintes de la maladie d'Alzheimer : effet d'un programme d'activités physiques adaptées

Maktouf Waël, Beaune Bruno, Boyas Sébastien & Durand Sylvain.

Sommaire

1. Introduction -----	147
2. Matériels et méthodes-----	149
2.1. Sujets -----	149
2.2. Protocole expérimental -----	149
2.3. Le programme d'APA-----	151
2.4. Analyses statistiques -----	153
3. Résultats -----	153
3.1. Niveau d'activité physique -----	153
3.2. Mesures anthropométriques-----	154
3.3. Condition physique -----	154
3.4. Force maximale volontaire -----	154
3.5. Equilibre statique -----	154
3.6. Paramètres de la marche -----	155
3.7. Electromyographie -----	155
4. Discussion -----	156
4.2. Effets du programme APA chez les personnes âgées non-obèses institutionnalisées-- -----	159
4.3. Recommandations -----	161
5. Conclusion-----	161

1. Introduction

L'AP est un déterminant majeur de l'état de santé des individus à tous les âges de la vie (OMS, 2017), car elle permet d'améliorer les capacités d'équilibre et de la marche chez les personnes obèses (Del Porto et al., 2012; Matrangola & Madigan, 2009; Sun et al., 2015) ou âgées (Cadore et al., 2013; Gonzalez et al., 2014a; Penzer et al., 2015) en agissant sur différentes composantes (*e.g.*, capacités neuromusculaires, capacités proprioceptives). Cela permet, par conséquent, de maintenir l'autonomie et l'indépendance dans la réalisation des activités de la vie quotidienne (Baumgartner et al., 2004b; Liu-Ambrose et al., 2004; Nantel et al., 2011; Ziden et al., 2013).

D'une part, un grand nombre d'études a montré des améliorations de l'équilibre statique chez les personnes âgées, suite à un programme d'AP. Par exemple, Gonzalez et al., (2014a) ont rapporté une augmentation de la durée de maintien de l'équilibre (+42,1%) lors d'une tâche d'appui unipodal chez 23 sujets âgés ($71,1 \pm 6,1$ ans) ayant suivi 6 semaines de renforcement musculaire. Penzer et al., (2015), ont, quant à eux, observé qu'un entraînement de 6 semaines à base d'exercices de renforcement musculaire et d'équilibre, chez des personnes âgées de $72,1 \pm 5,1$ ans, a permis de diminuer les déplacements du CP dans l'axe A-P (-35,7%), au cours d'une tâche posturale sur une surface d'appui souple. Ces résultats confirment ceux déjà rapportés par Freiburger et al., (2012), Hauer et al., (2001), Kim et al., (2012), Kuiack et al., (2004) et Shubert (2011). Dans une revue systématique, traitant les effets de différents types d'exercices sur la qualité de la marche chez des sujets âgés, Cadore et al., (2013) montrent également que, quel que soit le type d'exercice (*e.g.*, endurance, résistance, yoga, combiné) l'AP permet une amélioration de la qualité de la marche, notamment de la vitesse et de la longueur des pas.

D'autre part, plusieurs études ont mis en avant l'impact positif de l'AP sur la stabilité posturale chez les personnes obèses. Morris et al., (2017) ont mis en évidence que, suite à un programme d'AP de 10 semaines basé sur des exercices d'équilibre et de renforcement musculaire, la vitesse d'oscillations du CP a diminué (-10%) chez 15 personnes obèses ($23,5 \pm 4,9$ ans ; $32,2 \pm 5,0$ kg/m²) reflétant une meilleure stabilité. Maffiuletti et al., (2005b), ont quant à eux observé, qu'un entraînement de 3 semaines constitué d'exercices d'équilibre a permis d'améliorer le temps de maintien de l'équilibre sur une plate-forme mobile (+27%) chez 19 personnes obèses ($28,7 \pm 6,8$ ans ; $43,2 \pm 4,3$ kg/m²). La perte de masse corporelle suite à un régime alimentaire a permis d'améliorer les paramètres posturaux (*e.g.*, vitesse et surface d'oscillations du CP) chez un groupe obèse ($46,0 \pm 9,0$ ans ; $49,1 \pm 6,5$ kg/m²) (Handrigan et al., 2010). Toutefois, étant donné que ces améliorations n'étaient pas associées à une

Etude 3 : Effets d'un programme d'activités physiques adaptées sur les capacités d'équilibre et de marche chez les personnes âgées et obèses

augmentation de la force relative de ce groupe, ces auteurs ont suggéré que, chez les personnes obèses, la perte de la masse corporelle est plus efficace que le maintien voire l'amélioration de la force musculaire, pour optimiser le contrôle postural. *A contrario*, Kim et al., (2017) ont rapporté qu'après une perte de 10,5% de masse corporelle, des personnes obèses ont présenté une diminution de 6,1% de leur masse musculaire au niveau des membres inférieurs et de 10% de la force des extenseurs du genou.

Une prise en charge visant uniquement la perte de masse corporelle pourrait avoir des effets positifs sur la capacité d'équilibre des personnes obèses. Il semble cependant que la combinaison entre la perte de masse corporelle et l'entraînement en force et en équilibre serait la meilleure modalité de prise en charge des personnes obèses, permettant, à la fois, de baisser la masse grasse et d'éviter la perte de la force musculaire.

Lors des études 1 et 2, nous avons pu confirmer que les effets combinés de l'âge et l'obésité, tels qu'ils sont observés chez une population âgée obèse, aggravent les altérations de l'équilibre statique (Dutil et al., 2013; Mainenti et al., 2011; Melzer & Oddsson, 2016; Rossi-Izquierdo et al., 2015) et de la marche. Nous avons également montré que, chez cette population, les mécanismes des altérations sont différents de ceux mis en jeu chez les adultes obèses ou des personnes âgées. Ceci suggère que, afin de corriger les troubles posturaux observés, les modalités de prise en charge par l'AP devraient être spécifiques et bien adaptées aux caractéristiques des personnes âgées obèses.

A notre connaissance, seuls Kritchevsky et al., (2017) ont évalué les effets d'AP sur l'équilibre et la marche chez une population âgée obèse. Bien que cette étude ait montré que la pratique de l'AP est une modalité intéressante permettant d'améliorer les capacités motrices, notamment celles de l'équilibre et de la marche, les effets de l'AP sur les capacités neuromusculaires et ses conséquences sur l'équilibre et la marche n'y ont pas été analysés, ne permettant pas de préciser les mécanismes mis en jeu. De plus, ces auteurs ne nous ont ni orientés sur la teneur d'une prise en charge spécifique à cette population, ni donnés de repères concernant la méthodologie de sa mise en place, notamment en termes de qualité et de quantité d'exercices à proposer.

C'est pourquoi, à travers cette étude, nous allons évaluer l'impact d'un programme d'activités physiques adaptées (APA) sur les capacités d'équilibre et de la marche, avec un regard particulier sur les activités musculaires et les capacités de production de la force chez les personnes âgées obèses et non-obèses institutionnalisées. Nous avons émis comme hypothèses que : *i*) le programme d'APA permet d'améliorer les capacités d'équilibre et de la marche *ii*) le programme d'APA permet de diminuer les activités musculaires pendant

Etude 3 : Effets d'un programme d'activités physiques adaptées sur les capacités d'équilibre et de marche chez les personnes âgées et obèses

l'équilibre et la marche *iii*) le programme d'APA permet d'améliorer les capacités de production de la force.

2. Matériels et méthodes

2.1. Sujets

Deux groupes de 20 personnes âgées volontaires ont été constitués en fonction de leur l'IMC : un groupe de personnes âgées non-obèses (GA ; âge : $76,1 \pm 3,5$ ans ; IMC : $24,4 \pm 1,1$ kg/m²) et un groupe de personnes âgées obèses (GAO ; âge : $79,6 \pm 5,7$ ans; IMC : $35,5 \pm 2,7$ kg/m²). Aucune des personnes ne présentaient des troubles au niveau des membres inférieurs, pathologies cardiovasculaires, mentales, ou psycho-comportementales. Leurs données anthropométriques sont présentées dans le **tableau VIII.1**. Toutes les procédures ont été réalisées en conformité avec les prescriptions éthiques de la déclaration d'Helsinki (2004).

2.2. Protocole expérimental

Les évaluations et le programme d'APA ont été réalisés dans plusieurs maisons de retraite de la Sarthe, sous la conduite du même intervenant. Pour éviter les effets de la fatigue et l'ennui, les évaluations se sont déroulées sur deux jours, de la même manière et à la même heure de la journée, avant et après le programme APA. Le premier jour a permis d'évaluer le niveau d'AP spontané, les mesures anthropométriques et la condition physique. Le deuxième jour a été consacré aux évaluations de la FMV des FP et FD, de l'équilibre statique et de la marche, synchronisées avec la mesure des activités EMG du GM, du SOL et du JA.

2.2.1. Evaluation du niveau d'AP

Le niveau d'AP a été estimé au moyen du questionnaire élaboré par Ricci & Gagnon (2009). Ce questionnaire estime le niveau d'activité d'un sujet en additionnant les scores attribués à des questions sur le comportement de sédentarité, de l'intensité et de la fréquence des AP pratiquées (**Annexe 1**). Un score inférieur à 18 points indique que le patient est inactif, un score entre 18 et 35 points indique que le patient est actif et un score supérieur à 35 points, indique que le patient est très actif.

2.2.2. Mesures anthropométriques

La taille, les tours de hanches et de taille ont été mesurés au moyen d'un mètre-ruban. La masse corporelle (kg), la MG (kg) et la MM (kg) et le pourcentage de masse grasse ont été déterminés par impédancemétrie (*cf.*, 1. Méthodologie générale).

2.2.3. Evaluation de la condition physique

L'évaluation de la condition physique a été effectuée au moyen du « *Senior Fitness Test* » (SFT) (Rikli & Jones, 1999a), qui permet d'établir un score d'efficience, par la mise en place de 7 « ateliers » (**Annexe 2**) :

- 30 s en effectuant des flexions des bras (score)
- 30 s assis-debout (score)
- Se lever de sa chaise et effectuer un aller-retour sur un couloir de 10 m (temps en s).
- Souplesse du tronc (cm)
- Souplesse du haut du corps (cm)
- 2 min de marche sur un couloir de 20 m (distance parcourue en m)
- 2 min de montée des genoux (score)

La condition physique a été, donc estimée à travers l'évaluation l'endurance aérobie, l'équilibre, la force musculaire et la souplesse, chez des personnes âgées de 60 ans ou plus (Fournier et al., 1999b).

2.2.4. Evaluation de la contraction maximale volontaire

La FMV a été évaluée par dynamométrie de force pendant une CMV isométrique des FP et des FD de la jambe dominante (*cf.*, 5.1 méthodologie générale) ce qui a permis ensuite, de calculer la force absolue et la force relative.

2.2.5. Evaluation de l'équilibre statique

L'équilibre pendant la situation debout statique a été mesuré au moyen d'une plateforme de stabilométrie (*cf.*, 2.1 méthodologie générale). Trois conditions de test ont été mises en place : pieds joints et YO, pieds joints et YF, position tandem et YO. Pour chaque condition, les sujets ont réalisé 3 essais. Chaque essai durait 30 s, séparé par des périodes de 30 s de pause. La moyenne de la surface de l'ellipse de confiance à 95% (surface, cm²) et la moyenne de la vitesse du déplacement du CP (vitesse, mm.s⁻¹) des trois essais de chaque condition ont été utilisées dans cette étude.

2.2.6. Evaluation de la marche

L'analyse de la marche a été effectuée sur tapis roulant, après une période de familiarisation à la marche de 4-6 minutes. Les sujets ont été invités à marcher pendant une minute à leur vitesse de confort (*cf.*, 3.1 méthodologie générale). Chaque sujet réalisait 3 essais séparés par des périodes de pause de 5 minutes. Les paramètres spatio-temporels, les phases

Etude 3 : Effets d'un programme d'activités physiques adaptées sur les capacités d'équilibre et de marche chez les personnes âgées et obèses

des cycles de marche, les paramètres liés aux déplacements du CP et les pics de forces de réaction verticale au sol pour chaque essai ont été exportés. Les moyennes des paramètres des trois essais ont été utilisées dans cette étude.

2.2.7. Mesures électromyographiques

L'activité EMG du GM (EMG_{GM}), du SOL (EMG_{SOL}) et du JA (EMG_{JA}) de la jambe dominante a été enregistrée pendant la CMV, pendant l'évaluation de l'équilibre et de la marche. Les signaux ont été traités de la même façon que lors des études 1 et 2.

2.3. Le programme d'APA

Le programme d'APA durait 12 semaines (3 mois), à raison de 2 séances de 60 minutes par semaine, soit 24 séances en total. La progressivité du programme était basée sur deux aspects : un aspect quantitatif qui renvoie à la charge d'entraînement (volume/intensité) et un aspect qualitatif désignant le type d'exercices (exercices de renforcement musculaire et équilibre, exercices de motricité).

2.3.1. Charge d'entraînement

Selon la charge d'entraînement, le programme a été divisé en trois micro-cycles de 8 séances : le premier micro-cycle mettait l'accent sur le volume, le deuxième sur l'intensité, le troisième micro-cycle était équilibré (**Figure VIII.1**).

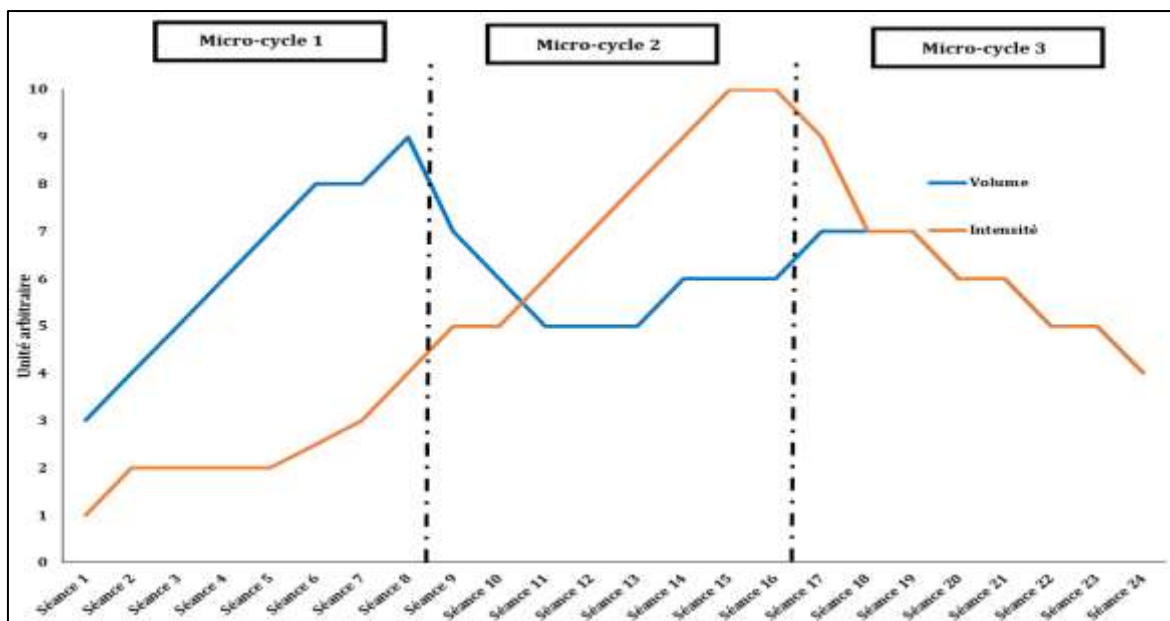


Figure VIII.1 : Charge d'entraînement suivie durant les 3 micro-cycles du programme d'APA

Etude 3 : Effets d'un programme d'activités physiques adaptées sur les capacités d'équilibre et de marche chez les personnes âgées et obèses

Cette variation de la charge d'entraînement a été déterminée après chaque séance à partir de la perception de l'exercice de Foster et al., (1995). Cette méthode consiste à identifier, tout d'abord, « la pénibilité » de la séance, déterminée à partir de l'échelle RPE « *scale for the Rating of Perceived Exertion* ». C'est une échelle allant de 0 (pas de difficulté) à 10 (extrêmement difficile). La charge d'entraînement (CE) du groupe était ensuite calculée en effectuant le produit du score de la pénibilité de la séance par sa durée. A titre d'exemple, pour un score moyen de pénibilité d'un groupe équivalent à 6 pendant une séance de 60 min, la CE est égale à 360 (unité arbitraire). Cette méthode permet d'assurer l'efficacité de l'entraînement, notamment en termes de progression de la sollicitation, et de surveiller l'apparition d'un éventuel syndrome de surentraînement (Foster, 1998).

Quand la charge d'entraînement dépassait les 300 unités (équivalent à 5 * 60 min), elle était maintenue pour la séance suivante. Quand elle était inférieure à 300, le nombre de séries et de répétitions était augmenté de 25% lors de la séance suivante (**Figure VIII.2**).

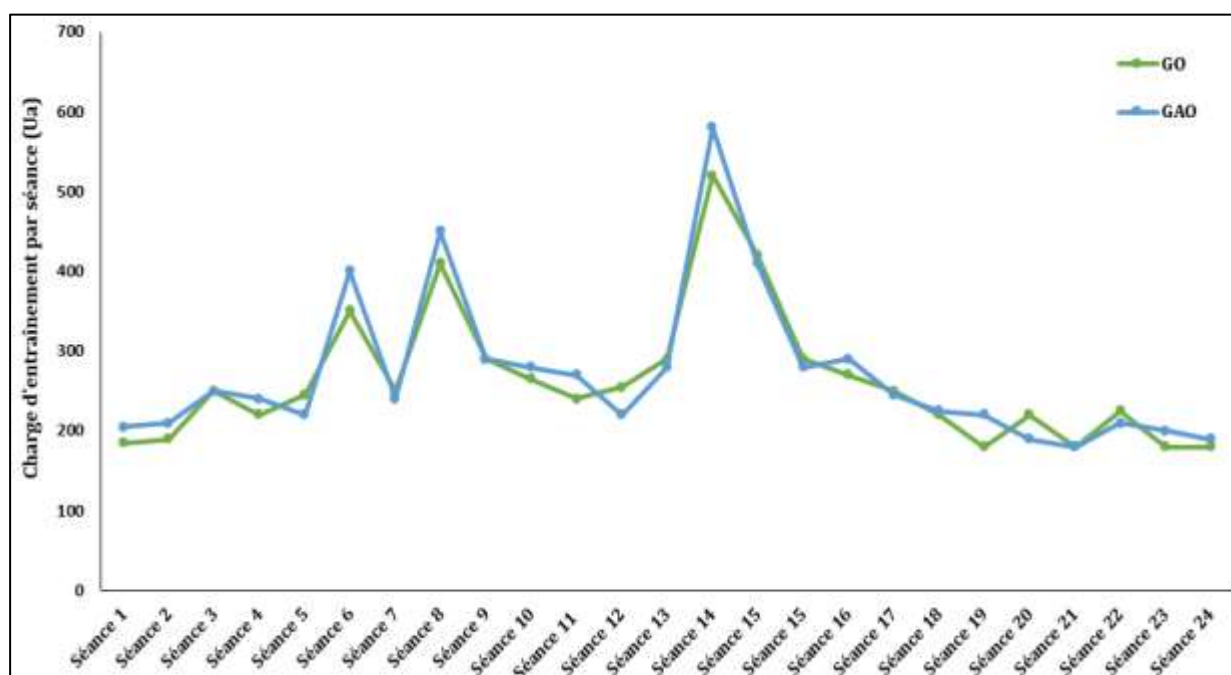


Figure VIII.2 : Evolution de la moyenne de la charge d'entraînement durant le programme d'APA chez les groupes âgé et âgé obèse.

2.3.2. Types d'exercices

Le programme APA a aussi été divisé en 3 micro-cycles en fonction du type d'exercices proposés. Le premier cycle était majoritairement basé sur des exercices de motricité (70% à 50% de la séance), le deuxième sur des exercices d'équilibre et de renforcement musculaire.

Etude 3 : Effets d'un programme d'activités physiques adaptées sur les capacités d'équilibre et de marche chez les personnes âgées et obèses

Lors du troisième cycle, tous les types d'exercices étaient proposés de façon équilibrée. Le dosage des différents types d'exercice était ajusté chaque semaine (**Figure VIII.3**).

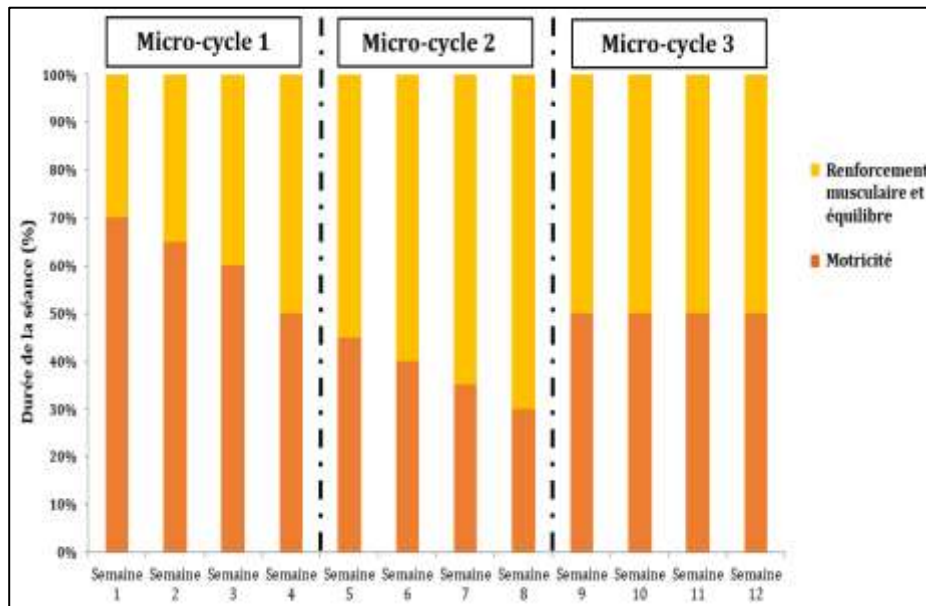


Figure VIII.3 : Répartition des types d'exercices durant le programme d'APA

2.4. Analyses statistiques

Les analyses statistiques ont été effectuées au moyen du logiciel Statistica Software 13.0 (Software, Inc., Tulsa, OK). La normalité de la distribution des données a été vérifiée au moyen des tests de Kolmogorov-Smirnov. Lorsque la distribution des données a suivi la loi normale, le test-t pour des échantillons appariés a été appliqué, pour comparer les résultats d'un même groupe avant et après le programme APA. Dans le cas contraire, le test W des rangs de Wilcoxon a été appliqué. Les relations entre les variations de la force maximale relative des FD et des FP et celles des paramètres posturaux et de la marche ont été évaluées au moyen d'une analyse des corrélations (Pearson's correlations analysis).

Les données ont été exprimées par leurs moyennes et leurs écarts types. Le seuil de significativité retenu a été fixé à $p < 0,05$ pour l'ensemble des résultats.

3. Résultats

3.1. Niveau d'activité physique

L'analyse des questionnaires a révélé que GA ($10,9 \pm 2,5$) et GAO ($7,7 \pm 3,4$) étaient inactifs avant le programme d'APA

Etude 3 : Effets d'un programme d'activités physiques adaptées sur les capacités d'équilibre et de marche chez les personnes âgées et obèses

3.2. Mesures anthropométriques

Après le programme d'APA, GA a présenté une augmentation de la masse corporelle (+7,6% ; $p < 0,05$) et de la MM (+13,2% ; $p < 0,05$) et une diminution de la MG (-16,4% ; $p < 0,05$) (**Tableau VIII.1**).

Après le programme d'APA, GAO a présenté une augmentation de la MM (+10% ; $p < 0,05$) et une diminution de la MG (-12,4% ; $p < 0,05$) (**Tableau VIII.1**).

3.3. Condition physique

Après le programme d'APA, GA a montré une amélioration des performances lors des exercices de : flexion des bras (+15,5% ; $p < 0,05$), assis-debout (+23% ; $p < 0,01$), aller-retour (-14% ; $p < 0,05$), souplesse du tronc (-26% ; $p < 0,05$), 2 min de marche (+41% ; $p < 0,001$) et 2 min montée de genoux (+19% ; $p < 0,05$). Cette amélioration a été également observée chez GAO : flexion des bras (+15,5% ; $p < 0,01$), assis-debout (+45,5% ; $p < 0,001$), aller-retour (-32,7% ; $p < 0,01$), gratte dos (-16% ; $p < 0,05$), 2 min de marche (+81% ; $p < 0,001$) et 2 min montée de genoux (+47,3% ; $p < 0,001$) (**Tableau VIII.2**).

3.4. Force maximale volontaire

Après le programme d'APA, la FMV absolue des FP et FD a augmenté chez GA (+29% ; +39% ; $p < 0,05$) et GAO (+43% ; +54% ; $p < 0,05$). Ces augmentations ont été également observées concernant la FMV relative des FP et des FD chez GA (+11% ; +23%) et GAO (+26% ; +33% ; $p < 0,05$) (**Figure VIII.4**).

3.5. Equilibre statique

Après le programme d'APA, une diminution de la surface d'oscillation en condition YO (-41% ; $p < 0,001$), YF (-26% ; $p < 0,01$) et tandem (-25% ; $p < 0,05$) a été observée chez GA. Ce groupe a également présenté une diminution de la vitesse d'oscillation en condition YO (-17% ; $p < 0,05$) et YF (-21% ; $p < 0,05$) (**Tableau VIII.3**).

Après le programme d'APA, GAO a montré une diminution de la surface d'oscillation en condition YO (-50% ; $p < 0,001$), YF (-27% ; $p < 0,01$) et tandem (-34% ; $p < 0,01$). Il a également présenté une diminution de la vitesse d'oscillation en condition YO (-27% ; $p < 0,01$) et tandem (-34% ; $p < 0,01$) (**Tableau VIII.1**).

3.6. Paramètres de la marche

L'ensemble des résultats concernant les paramètres spatio-temporels, les paramètres de cycle de marche, les paramètres liés aux déplacements du CP et les forces de réaction verticale au sol sont présentés dans le **tableau VIII.4**

3.6.1. Paramètres spatio-temporels

Après le programme d'APA, GA et GAO ont montré une augmentation de la vitesse de confort (+32%, $p<0,001$; +80%, $p<0,001$, respectivement) et de la longueur de leurs pas (+29%, $p<0,05$; +38% ; $p<0,05$, respectivement).

3.6.2. Cycle de la marche

Chez GA, après APA, la durée de la phase d'appui gauche et droit ont baissé (-3%, -2,6%, respectivement ; $p<0,05$), celles des phases d'oscillations gauche et droite ont augmenté (+3,9%, +3,7%, respectivement; $p<0,05$). Les durées des phases de simple appui gauche et droit (+3,1%, +3,3%, respectivement) ont augmenté et celles des phases pré-oscillantes gauche et droite ont diminué (-3,2%, -3,6%, respectivement ; $p<0,05$).

Chez GAO, après le programme d'APA, la durée de la phase d'appui gauche et droit ont baissé (-5%, -5%, respectivement ; $p<0,05$), celles des phases d'oscillations gauche et droite ont augmenté (+4,9%, +5%, respectivement; $p<0,05$). Les durées des phases de 1^{er} double appui gauche et droit (-4,1%, -4%, respectivement) et des phases pré-oscillantes gauche et droite (-3%, -3%, respectivement ; $p<0,05$) ont également diminué.

3.6.3. Paramètres liés aux déplacements du CP

Après le programme d'APA, la vitesse du CP a baissé chez GA (-17%, $p<0,05$) et GAO (-26%, $p<0,01$).

3.6.4. Force de réaction verticale au sol

Après le programme d'APA, les pic2 gauche (+20% ; $p<0,05$) et droit (+25,2 ; $p<0,05$) ont augmenté chez GA. Chez GAO, les Pic1 gauche (+16% ; $p<0,05$) et droit (+14% ; $p<0,05$) ainsi que les Pic2 gauche (+24% ; $p<0,05$) et droit (+31% ; $p<0,05$) ont augmenté.

3.7. Electromyographie

3.7.1. Pendant l'équilibre statique

Chez GA, après le programme d'APA, une diminution de l'activité du GM a été observée, en condition YO (-18,3% ; $p<0,05$) et YF (-22,8 ; $p<0,01$). L'activité du SOL a

Etude 3 : Effets d'un programme d'activités physiques adaptées sur les capacités d'équilibre et de marche chez les personnes âgées et obèses

diminué en condition YO (-41,1% ; $p < 0,001$) et en tandem (-17,8% ; $p < 0,05$). L'activité du JA a diminué en condition YF (-15,1 ; $p < 0,05$) (**Tableau VIII.5**).

Chez GAO, après le programme d'APA, une diminution de l'activité du GM a été observée, en condition YO (-33,2% ; $p < 0,001$), YF (-29,9% ; $p < 0,01$) et en tandem (-20% ; $p < 0,01$). L'activité du SOL a diminué en condition YF (-16,6% ; $p < 0,05$) et en tandem (-16,6% ; $p < 0,05$). L'activité du JA a diminué en condition YO (-15,9% ; $p < 0,05$) et en tandem (-17,4% ; $p < 0,05$) (**Tableau VIII.5**).

3.7.2. Pendant la marche

Après le programme d'APA, le GA a présenté une diminution de l'activité du SOL durant la phase de 1^{er} appui (-38,6% ; $p < 0,001$), la phase de simple appui (-21,9% ; $p < 0,01$) et la phase pré-oscillante (-12,1% ; $p < 0,05$). L'activité du JA a diminué durant la phase de 1^{er} double appui (-21,8% ; $p < 0,05$) ; celle du GM durant la phase pré-oscillante (-18% ; $p < 0,05$) (**Figure VIII.5**).

Après le programme d'APA, le GAO a montré une diminution de l'activité du SOL durant la phase de 1^{er} appui (-17,5% ; $p < 0,05$) et la phase pré-oscillante (-15,1% ; $p < 0,05$). L'activité du JA a diminué durant la phase de 1^{er} double appui (-18,6% ; $p < 0,05$) et du simple appui (-26,6% ; $p < 0,01$) ; celle du GM durant la phase pré-oscillante (-23,9% ; $p < 0,01$) (**Figure VIII.5**).

4. Discussion

L'objectif de cette étude était d'évaluer l'impact d'un programme d'APA sur les capacités d'équilibre statique, de marche et neuromusculaires chez des personnes âgées obèses et non-obèses. Les résultats indiquent que le programme d'APA a permis d'améliorer les capacités de l'équilibre et de marche chez les deux populations. Ces améliorations ont été associées à une diminution des activités EMG et une augmentation des facultés de production de force des muscles mobilisateurs de l'articulation de la cheville. Cependant, les modalités d'adaptations au programme proposé apparaissent différentes pour chaque population.

4.1. Effets du programme d'APA chez les personnes âgées obèses institutionnalisées.

A notre connaissance, cette étude est la première qui a évalué les effets d'un programme d'APA sur les capacités neuromusculaires et leur contribution dans l'amélioration des capacités de l'équilibre et de la marche chez une population âgées obèses institutionnalisées. Les résultats de cette étude ont aussi montré qu'un programme de quatre mois d'APA basé sur des exercices

Etude 3 : Effets d'un programme d'activités physiques adaptées sur les capacités d'équilibre et de marche chez les personnes âgées et obèses

de renforcement musculaire, d'équilibre et de motricité a permis d'améliorer la condition physique chez les personnes âgées obèses institutionnalisées (**Tableau VIII.2**). Cela confirme, tout d'abord, l'impact positif de l'AP sur les capacités motrices, permettant de réduire leurs risques de dépendance (Gauchard et al., 2003; Mareschal & Genton, 2014). Cela suggère également que la méthodologie suivie lors de la mise en place de ce programme est une modalité intéressante des points de vue qualitatif et quantitatif dans la prise en charge des personnes âgées obèses institutionnalisés. Les améliorations, observées chez ce groupe pendant l'équilibre statique et la marche, ont été accompagnées par une augmentation des capacités de production de la force et la diminution concomitante des activités EMG des muscles mobilisateurs de l'articulation de la cheville.

4.1.1. Effets sur l'équilibre statique

Les résultats de cette étude ont rapporté une amélioration de l'équilibre statique chez le groupe âgé obèse. Cette amélioration se traduit par une diminution de la vitesse et de la surface d'oscillations du CP. De plus, cette étude a rapporté une augmentation de la force maximale relative des FP (+26%) et FD (+33%) suite au programme d'APA. Ces améliorations ont été corrélées à celles des paramètres posturaux (**Tableau VIII.6**). Cela suggère que l'amélioration de l'équilibre statique pourrait être, en partie, la conséquence d'une réduction de la faiblesse des muscles mobilisateurs de la cheville. Ce gain de force dû, à priori, aux effets des exercices de renforcement musculaire inclus dans le programme (Ferri et al., 2003; Scaglioni et al., 2003), pourrait être la conséquence d'une hypertrophie musculaire (+10% de masse maigre chez GAO) (Duchateau et al., 2006; Häkkinen et al., 2003; Macaluso & De Vito, 2004) ou d'une adaptation de la commande motrice induisant une meilleure capacité d'activation des motoneurons α (Scaglioni et al., 2002; Simoneau et al., 2006). Ces observations suggèrent que l'« entraîabilité » de la fonction neuromusculaire est préservée chez les personnes âgées obèses et que l'amélioration de la force pourrait conduire à optimiser leurs capacités à corriger et ajuster le contrôle postural statique.

Par ailleurs, l'amélioration des paramètres posturaux lors des tâches nécessitant une plus grande mobilisation de ressources proprioceptives, notamment la position tandem suggère que le programme APA, notamment les exercices d'équilibre, a permis d'agir sur les capacités proprioceptives des sujets. Néanmoins, les améliorations des paramètres posturaux lors de cette position n'étaient pas corrélées à celles de la force ce qui révèle que l'amélioration de l'équilibre chez les personnes âgées ne dépend pas seulement de l'amélioration de la force, et que d'autres

Etude 3 : Effets d'un programme d'activités physiques adaptées sur les capacités d'équilibre et de marche chez les personnes âgées et obèses

facteurs, tels qu'une amélioration des facultés proprioceptives, peuvent aussi être évoqués (Gauchard et al., 2003).

Lors de l'étude 1, les altérations de l'équilibre statique chez les personnes âgées obèses ont été attribuées à une augmentation des activités des muscles de la cheville. Cette augmentation a été identifiée comme une adaptation neuromusculaire pour faire face à la faiblesse musculaire et/ou à la dégénération du système proprioceptif. Cette adaptation a également été considérée comme un facteur de risque de chute puisque elle favorise le développement d'une fatigue précoce (Cattagni et al., 2015). Or, dans cette étude, des diminutions des activités musculaires ont été observées chez le groupe âgé obèse pendant la réalisation des tâches posturales. Ces résultats pourraient donc être la conséquence d'une augmentation de l'activité EMG maximale, liée à l'augmentation de la production de la force maximale (Cattagni et al., 2015; Penzer et al., 2015). D'autre part, la baisse de l'activité musculaire observée pourrait être liée à un meilleur fonctionnement de systèmes musculaires et proprioceptifs suite au programme d'APA. En effet, les personnes âgées obèses présentent une activité musculaire supérieure aux personnes âgées non obèses qui pourrait avoir pour origine un besoin de compensation de la défaillance des systèmes musculaires et proprioceptifs (*cf.*, étude 1). L'amélioration de ces systèmes permettrait alors de moins avoir besoin d'activer les muscles de la cheville pour assurer la stabilité. Ces deux hypothèses restent à vérifier.

Nous admettons que des exercices de renforcement musculaire et d'équilibre agissant sur le système neuromusculaire et proprioceptif sont indispensables dans le processus de réentraînement visant l'amélioration de la capacité de l'équilibre statique chez les personnes âgées obèses.

4.1.2. Effets sur la marche

Le programme d'APA a permis d'améliorer les paramètres de la marche, notamment la vitesse et la longueur des pas, chez les personnes âgées obèses institutionnalisées. Cela a été accompagné par une réduction de la durée de la phase d'appui et une augmentation de celle de la phase d'oscillation. Ces observations pourraient être expliquées par une amélioration de la stabilité posturale lors de la marche et de la force musculaire. De plus, le groupe âgé obèse a montré une diminution de la vitesse du CP lors de la marche, soulignant que le programme d'APA, notamment des exercices d'équilibre, a permis de réduire l'instabilité posturale liée à l'obésité lors de la marche en agissant sur le système somato-sensoriel. Nous pouvons donc suggérer que le gain en stabilité a permis aux personnes âgées obèses de rallonger les phases les moins sécurisantes (*i.e.*, phase d'oscillation), et par conséquent, d'améliorer la qualité de la

Etude 3 : Effets d'un programme d'activités physiques adaptées sur les capacités d'équilibre et de marche chez les personnes âgées et obèses

marche. D'autre part, les résultats de cette étude ont montré une augmentation des Pic1 et Pic2 de force de réaction chez le groupe âgé obèse, ce qui suggère une amélioration de leurs capacités à produire la force nécessaire pendant la phase d'amortissement (Messier et al., 2004) et la phase de propulsion. De plus, l'augmentation des Pic 1 et Pic 2 a été associée à une diminution de l'activité musculaire du JA lors de la phase de 1^{er} appui du GM et du SOL lors de la phase pré-oscillante. Ces observations, pourraient être expliquées par une augmentation de la capacité de production de la force musculaire maximale au niveau des FP et FD, suggérant que le renforcement musculaire permet aussi d'améliorer, en partie, la qualité de la marche chez les personnes âgées obèses. La diminution de l'activité musculaire a été également observée au niveau du SOL lors de la phase du 1^{er} appui. Etant donné que ce muscle est un antagoniste lors de cette phase, nous suggérons que l'APA a permis également de diminuer la coactivation musculaire chez les personnes âgées obèses, favorisant la réduction de la dépense énergétique pendant la marche (Cattagni et al., 2016; Marques et al., 2013). Toutefois, l'amélioration de la capacité de production de la force n'était pas corrélée à celle des paramètres de la marche, notamment la vitesse et la longueur des pas (**Tableau VIII.6**). Ceci semble indiquer que l'amélioration de la qualité de la marche ne dépend pas seulement de la capacité à développer une plus grande force musculaire. D'autres facteurs, tels que l'amplitude articulaire, pourraient entrer en jeu dans le processus d'amélioration de la capacité de la marche. Il est possible que les exercices de motricité inclus dans ce programme, visant à améliorer l'amplitude articulaire et la mobilité des membres inférieurs, aient contribué à ces améliorations.

Par conséquent, nous suggérons qu'un programme d'APA incluant à la fois des exercices de renforcement musculaire, d'équilibre et de motricité permet d'améliorer les capacités d'équilibre et de la marche en agissant sur le système proprioceptif, le système neuromusculaire et sur l'amplitude des mouvements articulaires. Notons ainsi que le respect de la progressivité de l'entraînement en termes d'intensité et de volume est un paramètre à ne pas négliger dans la mise en place des programmes d'APA car il pourrait contribuer également aux améliorations observées.

4.2. Effets du programme APA chez les personnes âgées non-obèses institutionnalisées

Les résultats de cette étude ont montré que le programme d'APA a permis d'améliorer la condition physique chez les personnes âgées (**Tableau VIII.2**) confirmant l'impact positif de l'AP sur les capacités physiques de ces personnes (Albinet et al., 2006; Cornillon et al., 2002; Kolbe-Alexander et al., 2006). Ceci suggère que la charge et la qualité d'exercices étaient

Etude 3 : Effets d'un programme d'activités physiques adaptées sur les capacités d'équilibre et de marche chez les personnes âgées et obèses

adéquates aux besoins des personnes âgées, permettant d'améliorer leurs capacités fonctionnelles (Hue et al., 2001). De plus, les capacités de l'équilibre et de la marche ont été améliorées chez cette population, accompagnées par une augmentation de la force musculaire et une diminution des activités musculaires (Miszko et al., 2003; Rantanen et al., 1997; Reichhart et al., 2016).

4.2.1. Effets sur l'équilibre statique

Lors de cette étude, une augmentation de la masse maigre (+13,2%), associée à une amélioration de la capacité de production de la force maximale des FP (+29%) et FD (+39%), a été observée chez le groupe âgé non-obèse. En accord avec la littérature (Amiridis et al., 2003; Ferri et al., 2003; Orr et al., 2006), cela confirme que le programme d'APA proposé a été efficace pour lutter contre la sarcopénie. De plus, l'existence de corrélations positives entre l'amélioration de la force musculaire chez le groupe âgé et les paramètres posturaux, suggère que la réduction de la faiblesse musculaire est associée à une amélioration de la stabilité posturale (Gonzalez et al., 2014b; Penzer et al., 2015). Dans ce contexte, l'inclusion d'exercices de renforcement musculaire dans les modalités de prise en charge de la personne âgée permet aussi d'améliorer d'autres fonctions mises en jeu lors du maintien de l'équilibre, notamment la raideur tendineuse (Ferri et al., 2003; Orr et al., 2006 ; Onambélé et al., 2008).

4.2.2. Effets sur la marche

Suite au programme d'APA, la vitesse et la longueur des pas se sont améliorées chez le groupe âgé non-obèse, avec une réduction de la phase de simple appui et une augmentation de la phase d'oscillation. L'ensemble de ces observations confirment que le programme d'APA proposé a un impact positif sur les capacités de la marche. Contrairement au phénomène observé chez le groupe âgé obèse, des corrélations positives ont été mises en évidence entre l'amélioration de la force des muscles mobilisateurs de la cheville et celle de la vitesse et de la longueur des pas (**Tableau VIII.6**). Cette divergence de résultats entre les 2 groupes pourrait être expliquée par le fait que les mécanismes de dégradation des capacités de la marche chez les deux populations sont différents. En effet, chez les personnes âgées, la sarcopénie est considérée comme le principal facteur contribuant aux altérations de la marche (Duchateau et al., 2014; Newman et al., 2003; Rolland & Vellas, 2009; Vellas et al., 2000). Chez les personnes âgées obèses, d'autres facteurs biomécaniques, telle que la modification des mouvements articulaires (*e.g.*, augmentation des largueur des pas), rentrent en jeu (DeVita & Hortobágyi, 2003; Peyrot et al., 2009). Il est donc possible que le renforcement musculaire soit une modalité

Etude 3 : Effets d'un programme d'activités physiques adaptées sur les capacités d'équilibre et de marche chez les personnes âgées et obèses

satisfaisante pour améliorer la vitesse et la longueur des pas chez les personnes âgées. Par contre, chez les personnes âgées obèses, l'amélioration des capacités de la marche ne dépend pas seulement de l'augmentation de la force suite à des exercices de renforcement musculaire (Handrigan et al., 2010), mais nécessite aussi une amélioration de l'amplitude articulaire via des exercices d'équilibre et de motricité.

Par ailleurs, les améliorations observées chez le groupe âgé non-obèse étaient moins importantes que celles du groupe obèse. A titre d'exemple, la vitesse de marche a augmenté de +80% chez le groupe âgé obèse et de +32% chez le groupe âgé non-obèse. Deux suppositions pourraient expliquer cette différence. La première est basée sur le fait que les deux populations présentent des adaptations différentes au réentraînement et que le programme proposé était plus adapté aux personnes âgées obèses. Lors de l'étude 2, nous avons montré que les aptitudes à la marche étaient plus faibles chez les personnes âgées obèses que chez les personnes âgées non-obèses. Par conséquent, la plus grande amélioration constatée chez les personnes âgées obèses après le programme d'APA peut s'expliquer par un niveau initial plus faible. En effet, il a été démontré que plus la personne présente des aptitudes physiques initiales élevées, moins les progrès seront quantitativement importants (Simoneau et al., 2006).

4.3. Recommandations

L'ensemble de nos résultats suggèrent que la mise en place d'un programme d'APA doit tout d'abord passer par une adéquation de l'exercice à la population prise en charge en fonction de ses besoins, de ses caractéristiques physiologiques et biomécaniques, de son vécu et de son milieu. Pour cela, il ne faut pas hésiter à mettre en place des évaluations de manière régulière au cours des cycles de prise en charge, celles-ci permettant d'ajuster la charge ou/et le type d'exercices. Enfin, il ne faut pas négliger les facteurs psycho-sociaux, notamment la motivation garantissant la continuité de la volonté de pratique des APA chez les populations vieillissantes.

5. Conclusion

Chez les personnes âgées obèses les capacités d'adaptation à l'entraînement sont préservées. En effet, un programme d'APA basé sur des exercices de renforcement musculaire, d'équilibre et de motricité avec une quantification adéquate de la charge d'entraînement est une modalité de prise en charge satisfaisante auprès des personnes âgées obèses, permettant d'améliorer leurs capacités d'équilibre et de la marche. Ces améliorations ont, en partie, été attribuées à celles des capacités neuromusculaires.

Etude 3 : Effets d'un programme d'activités physiques adaptées sur les capacités d'équilibre et de marche chez les personnes âgées et obèses

Tableau VIII.1 : Données anthropométriques.

Caractéristiques	GA (n = 20) Moy ± écart-type				GAO (n = 20) Moy ± écart-type			
	Avant APA	Après APA	\bar{X} (%)	<i>p</i>	Avant APA	Après APA	\bar{X} (%)	<i>p</i>
	Age (ans)	76,1 ± 3,5	76,1 ± 3,5	-	-	79,6 ± 5,7	79,6 ± 5,7	-
Taille (cm)	165,7 ± 4,9	165,7 ± 4,9	-	-	160,3 ± 4,5	160,3 ± 4,5	-	-
Masse (kg)	67,4 ± 4,9	72,5 ± 3,9*	+7,6	p<,05	91,7 ± 6,7	88,7 ± 3,7	-	-
IMC (kg/m ²)	24,4 ± 1,1	26,5 ± 3,1	-	-	35,8 ± 2,7	34,6 ± 2,7	-	-
Graisse (%)	24,4 ± 3,4	20,4 ± 3,4*	-16,4	p<,01	38,6 ± 3,5	34,2 ± 2,5*	-11,4	p<,05
MG (kg)	16,5 ± 4,2	14,8 ± 4,2*	-10,3	p<,05	34,6 ± 3,8	30,3 ± 4,1*	-12,4	p<,05
MM (kg)	50,9 ± 6,4	57,6 ± 3,4*	+13,2	p<,05	53,1 ± 4,4	58,4 ± 4,4*	+10,0	p<,05
Tour de taille (cm)	68,7 ± 3,7	65,7 ± 3,8	-	-	96,8 ± 6,8	94,8 ± 2,8	-	-
Tour de hanches (cm)	76,5 ± 4,5	77,5 ± 5,5	-	-	99,8 ± 5,1	97,8 ± 4,1	-	-

GA : groupe âgé, GAO : groupe âgé et obèse. ; IMC : indice de masse corporel, MG : masse grasse, MM : masse maigre.

* : p < 0,05 entre avant et après le programme d'APA.

Etude 3 : Effets d'un programme d'activités physiques adaptées sur les capacités d'équilibre et de marche chez les personnes âgées et obèses

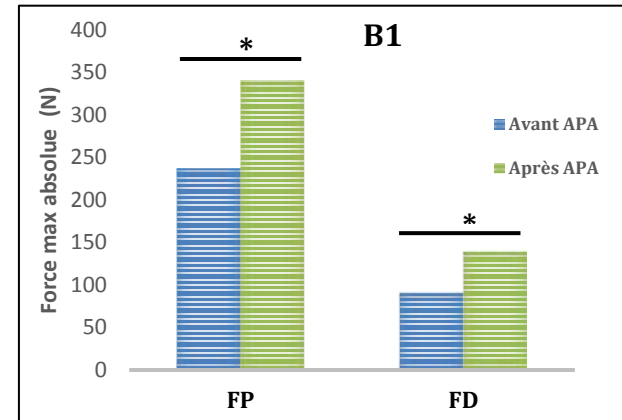
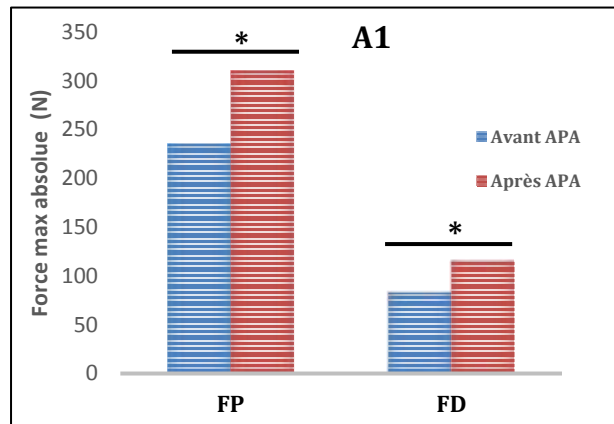
Tableau VIII.2 : Résultats du Senior Fitness Test avant et après le programme d'APA.

Tests	GA (n = 20)				GAO (n = 20)			
	Moy ± écart-type		Δ (%)	p	Moy ± écart-type		Δ (%)	p
	Avant APA	Après APA			Avant APA	Après APA		
30 s -Flexion bras (n° de répétition)	22,5 ± 6,5	26,0 ± 2,8*	+15,5	p<,05	18,2 ± 3,9	23,5 ± 5,4*	+29,1	p<,01
30 s- Assis debout (n° de répétition)	15,9 ± 2,5	19,5 ± 5,5*	+23,0	p<,01	10,1 ± 3,3	14,7 ± 3,5*	+45,5	p<,001
Souplesse du tronc (cm)	13,0 ± 4,5	11,4 ± 8,9	-	-	12,4 ± 9,9	7,0 ± 5,4	-	-
Aller-retour en marchant (sec)	14,6 ± 6,1	11,9 ± 2,5*	-18,5	p<,05	21,1 ± 3,9	14,2 ± 4,5*	-32,7	p<,01
Souplesse du haut du corps (cm)	19,2 ± 6,1	14,2 ± 4,2*	-26,0	p<,05	26,4 ± 8,1	22,0 ± 9,8*	-16,0	p<,05
2 min marche (m)	122,8 ± 39,4	174,2 ± 33,5*	+41,9	p<,01	72,3 ± 20,1	131,0 ± 45,2*	+81,2	p<,001
2 min-montée genoux (n° de répétition)	162,3 ± 57,6	193,5 ± 28,6*	+19,2	p<,05	82,4 ± 55,5	121,4 ± 62,1*	+47,3	p<,001

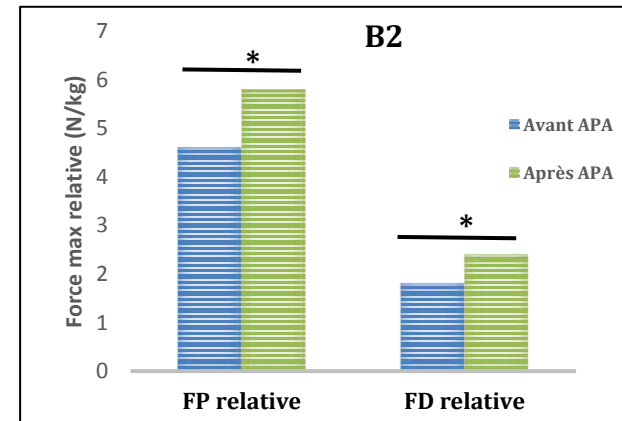
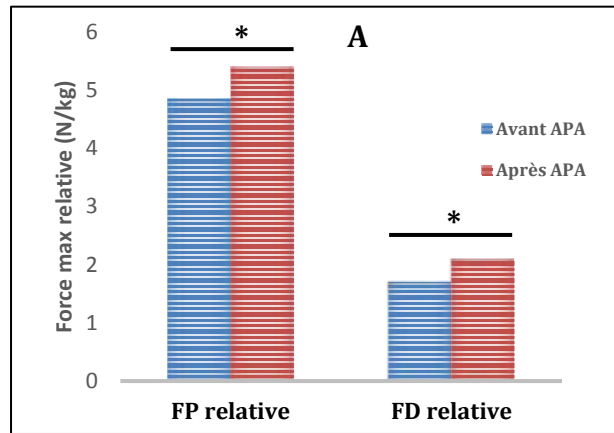
GA : groupe âgé, GAO : groupe âgé et obèse.

* : p<0,05 entre avant et après le programme d'APA.

Etude 3 : Effets d'un programme d'activités physiques adaptées sur les capacités d'équilibre et de marche chez les personnes âgées et obèses



* : $p < 0,05$ entre avant et après le programme d'APA
()



GA : groupe âgé,
GAO : groupe âgé et obèse,
FP : fléchisseurs plantaires,
FD : fléchisseurs dorsaux

Figure VIII.4 : Force maximale relative et absolue des fléchisseurs plantaires et dorsaux chez les personnes âgées (A1 et A2) et chez les personnes âgées obèses (B1 et B2) avant et après le programme d'APA.

Etude 3 : Effets d'un programme d'activités physiques adaptées sur les capacités d'équilibre et de marche chez les personnes âgées et obèses

Tableau VIII.3 : Paramètres stabilométriques avant et après le programme d'APA.

Paramètres du CP	GA (n = 20)				GAO (n = 20)			
	Avant APA	Après APA	\bar{X} (%)	<i>p</i>	Avant APA	Après APA	\bar{X} (%)	<i>p</i>
YO								
Surface (cm ²)	4,8 ± 2,1	2,8 ± 1,2*	-41%	p<,001	8,4 ± 4,4	4,2 ± 1,7*	-50%	p<,001
Vitesse (mm/s ⁻¹)	16,1 ± 5,3	13,4 ± 4,3*	-17%	p<,05	24,9 ± 10,6	17,0 ± 4,2*	-31%	p<,01
YF								
Surface (cm ²)	7,9 ± 3,1	5,8 ± 3,8*	-26%	p<,01	10,7 ± 3,7	7,8 ± 4,6*	-27%	p<,01
Vitesse (mm/s ⁻¹)	25,1 ± 5,7	19,8 ± 3,8*	-21%	p<,05	32,6 ± 10,2	26,5 ± 7,6	-	-
Tandem								
Surface (cm ²)	17,4 ± 9,2	13,1 ± 5,8*	-25%	p<,05	24,8 ± 5,1	16,4 ± 8,5*	-34%	p<,01
Vitesse (mm/s ⁻¹)	41,4 ± 24,3	30,0 ± 11,8	-	-	54,9 ± 14,1	34,4 ± 7,3*	-37%	p<,05

GA : groupe âgé, GAO : groupe âgé et obèse, YO : yeux ouverts, YF : yeux fermés.

* : p < 0,05 entre avant et après le programme d'APA.

Etude 3 : Effets d'un programme d'activités physiques adaptées sur les capacités d'équilibre et de marche chez les personnes âgées et obèses

Tableau VIII.4 : Paramètres de la marche avant et après le programme d'APA

	GA				GAO			
	(n = 20)				(n = 20)			
	Moy ± écart-type		Δ (%)	p	Moy ± écart-type		Δ (%)	p
Avant APA	Après APA	Avant APA			Après APA			
Vitesse (km/h)	2,2±0,9	2,9±0,4	+32	<,001	1,2±0,5	2,2±0,7	+80	<,001
Longueur du pas (cm)	38,3±13,0	49,1±9,4	+29	<,05	24,1±5,2	33,1±4,2	+38	<,01
Cycle de la marche								
Phase d'appui (%)								
Gauche	70,2 ± 4,0	67,2 ± 1,8*	-3,0	p<,05	78,3 ± 2,8	73,3 ± 1,8*	-5,0	p<,05
Droit	70,7 ± 4,5	68,1 ± 2,1*	-2,6	p<,05	77,5 ± 3,8	72,5 ± 2,8*	-5,0	p<,05
Premier double appui (%)								
Gauche	22,4 ± 3,6	19,7 ± 2,3	-	-	26,5 ± 5,2	26,8 ± 2,2*	-4,1	p<,05
Droit	21,5 ± 4,2	18,8 ± 1,2	-	-	25,3 ± 4,0	21,3 ± 2,0*	-4,0	p<,05
Phase de simple appui (%)								
Gauche	26,2 ± 4,1	29,3 ± 4,1*	+3,1	p<,05	24,8 ± 5,9	26,8 ± 2,9	-	-
Droit	28,1 ± 6,7	31,4 ± 3,7*	+3,3	p<,05	25,4 ± 6,1	27,3 ± 3,1	-	-
Phase pré-oscillante (%)								
Gauche	21,4 ± 4,4	18,2 ± 3,4*	-3,2	p<,05	27,0 ± 3,1	24,0 ± 2,1*	-3,0	p<,05
Droite	21,5 ± 4,3	17,9 ± 2,3*	-3,6	p<,05	26,9 ± 3,7	23,9 ± 2,7*	-3,0	p<,05
Phase oscillante (%)								
Gauche	28,9 ± 4,9	32,8 ± 1,9*	+3,9	p<,05	21,8 ± 2,8	26,7 ± 1,9*	+4,9	p<,05
Droite	28,1 ± 5,3	31,8 ± 5,3*	+3,7	p<,05	22,5 ± 3,8	27,5 ± 2,8*	+5,0	p<,05
Paramètres du CP								
Vitesse maximale (cm/s)	117,8 ± 27,2	97,7 ± 19,1*	-17,0	p<,05	158,5±26,5	117,7 ± 21,4*	-26,0	<,01
Paramètres de force								
Pic de force 1 relative (N/kg)								
Gauche	9,2 ± 2,3	9,5 ± 1,3	-	-	9,4 ± 1,5	10,9 ± 1,6*	+16,0	p<,05
Droit	9,4 ± 2,7	9,6 ± 1,7	-	-	9,5 ± 1,4	10,8 ± 1,2*	+14,0	p<,05
Pic de force 2 relative (N/kg)								
Gauche	10,0 ± 2,1	12,0 ± 1,1*	+20,1	p<,05	9,3 ± 1,2	11,5 ± 1,8*	+24,0	p<,05
Droit	9,5 ± 2,2	11,9 ± 1,2*	+25,2	p<,05	9,0 ± 1,5	11,8 ± 1,9*	+31,0	p<,05

GA : groupe âgé, GAO : groupe âgé et obèse.* : p < 0,05 entre avant et après le programme d'APA.

Etude 3 : Effets d'un programme d'activités physiques adaptées sur les capacités d'équilibre et de marche chez les personnes âgées et obèses

Tableau VIII.5 : Activités EMG pendant l'équilibre, avant et après le programme d'APA.

EMG	GA (n = 20)				GAO (n = 20)			
	Moy ± écart-type		Δ (%)	p	Moy ± écart-type		Δ (%)	p
	Avant APA	Après APA			Avant APA	Après APA		
YO								
RMS _{GM} (%)	19,1 ± 2,7	15,1 ± 2,1*	-18,3	p<,05	31,9 ± 5,4	21,3 ± 2,4*	-33,2	p<,001
RMS _{SOL} (%)	21,4 ± 3,1	16,9 ± 3,2*	-41,1	p<,001	24,8 ± 3,2	23,4 ± 3,7	-	-
RMS _{JA} (%)	17,9 ± 4,2	17,1 ± 4,7	-	-	20,7 ± 2,7	17,4 ± 2,9*	-15,9	p<,05
YF								
RMS _{GM} (%)	20,2 ± 3,9	15,6 ± 3,1*	-22,8	p<,01	34,9 ± 3,1	27,5 ± 4,1*	-29,9	p<,01
RMS _{SOL} (%)	18,7 ± 5,4	16,9 ± 4,7	-	-	24,7 ± 4,1	20,6 ± 2,7*	-16,6	p<,05
RMS _{JA} (%)	21,3 ± 2,7	18,1 ± 3,2*	-15,1	p<,05	19,4 ± 2,6	18,1 ± 2,1	-	-
Tandem								
RMS _{GM} (%)	21,3 ± 3,7	18,2 ± 5,1	-	-	34,4 ± 3,9	27,5 ± 4,2*	-20,0	p<,01
RMS _{SOL} (%)	24,2 ± 2,6	19,9 ± 3,4*	17,8	p<,05	25,3 ± 4,4	21,1 ± 3,7*	-16,6	p<,05
RMS _{JA} (%)	21,6 ± 3,4	16,9 ± 2,9	-	-	24,6 ± 5,1	20,3 ± 2,9*	-17,4	p<,05

RMS : racine carrée des écarts à la moyenne.

GA : groupe âgé, GAO : groupe âgé et obèse, GM : gastrocnémien médial, SOL : soléaire, TA : jambier antérieur.

* : p < 0,05 entre avant et après le programme d'APA.

Etude 3 : Effets d'un programme d'activités physiques adaptées sur les capacités d'équilibre et de marche chez les personnes âgées et obèses

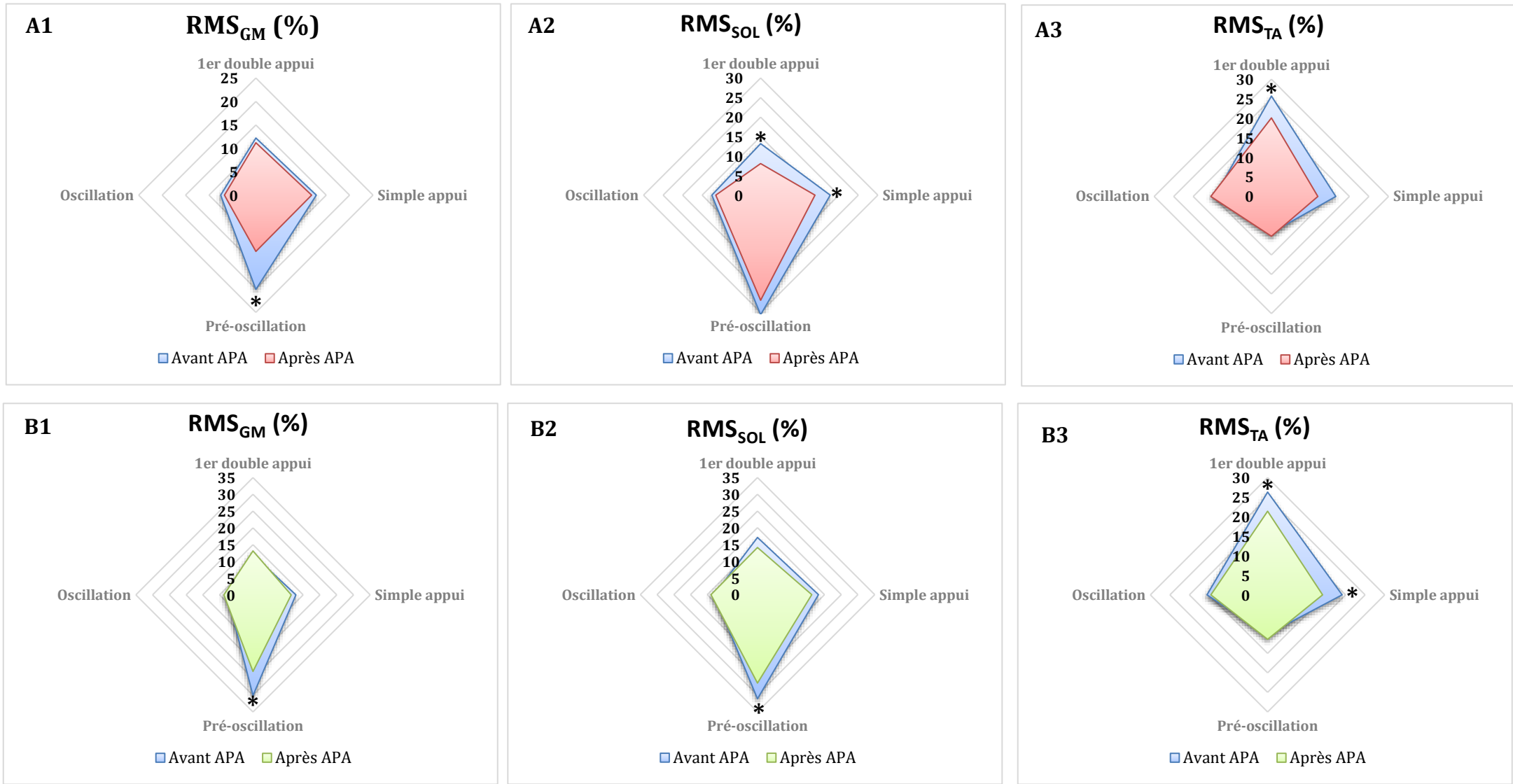


Figure VIII.4 : Activités musculaires durant les phases de cycle de marche chez le groupe âgé (A1, A2, A3) et le groupe âgé obèse (B1, B2, B3), avant et après le programme d'APA. RMS : racine carrée des écarts à la moyenne, GA : groupe âgé, GAO : groupe âgé et obèse, GM : gastrocnémien médial, SOL : soléaire, TA : jambier antérieur. * : p < 0,05 entre avant et après le programme d'APA.

Etude 3 : Effets d'un programme d'activités physiques adaptées sur les capacités d'équilibre et de marche chez les personnes âgées et obèses

Tableau VIII.6 : Coefficients de corrélation entre l'amélioration de la force relative des fléchisseurs plantaires et dorsaux et l'amélioration des paramètres posturaux et de la marche après le programme d'APA.

		Equilibre statique						La marche	
		YO		YF		Tandem		X Vitesse	X Long. des pas
		X Surface	X Vitesse	X Surface	X Vitesse	X Surface	X Vitesse		
GA	X FP relative	0,71	0,49	0,36	0,71	0,29		0,59	0,64
	X FD relative	0,67	0,68	0,41	0,69	0,54		0,61	0,42
GAO	X FP relative	0,61	0,69	0,62		0,25	0,28	0,37	0,39
	X FD relative	0,39	0,54	0,51		0,39	0,42	0,38	0,21

GA : groupe âgé, GAO : groupe âgé et obèse, FP : fléchisseurs plantaires, FD : fléchisseurs dorsaux, YO : yeux ouverts, YF : yeux fermés.
Toutes les cellules colorées en gris montent une corrélation significative (p<0,05).

***CONCLUSION GENERALE &
PERSPECTIVES***

Le premier objectif de ce travail de thèse consistait à caractériser les troubles de l'équilibre et de la marche chez des personnes âgées obèses. La première et la deuxième étude avaient pour but d'investiguer les effets combinés de l'obésité et du vieillissement sur ces activités. Le deuxième objectif de ce travail de thèse était d'établir un programme d'APA, à partir des données mobilisées lors de la première et de la deuxième étude, et d'examiner son impact sur les capacités neuromusculaires, de l'équilibre et de la marche chez une population âgée obèse institutionnalisées.

Afin de répondre à ces objectifs, un programme expérimental a été élaboré, composé de trois études. La première a exploré les paramètres posturaux, l'activité électromyographique des muscles mobilisateurs de l'articulation de la cheville chez quatre groupes : un groupe de personnes adultes non-obèses, un groupe de personnes adultes obèses, un groupe de personnes âgées non-obèses et un groupe de personnes âgées obèses. La deuxième a exploré les paramètres de la marche et les activités musculaires de la jambe chez les mêmes groupes évoqués précédemment. La troisième a examiné les effets d'un programme d'APA sur les capacités neuromusculaires, de l'équilibre et de la marche chez un groupe âgé non-obèse et un groupe âgé obèse.

Troubles de l'équilibre statique

Lors de la première étude, les paramètres posturaux, notamment la surface et la vitesse d'oscillation du CP, pendant des tâches d'équilibre statique ont été évalués chez les 4 groupes. Les contractions maximales volontaires des FP et FD pendant des contractions isométriques ont été également évaluées. Lors de ces deux évaluations, les activités musculaires du gastrocnémien médial, du soléaire et du jambier antérieur de la jambe dominante ont été mesurées.

Les résultats de cette étude confirment que les adultes obèses présentent des altérations posturales, associées à une augmentation des activités musculaires, notamment celles des fléchisseurs plantaires. Cela pourrait être dû à un changement mécanique, déjà identifié chez les personnes obèses lors du maintien de l'équilibre (*i.e.*, position antérieure du CP qui induit une stimulation accrue des fléchisseurs plantaires) ou/et une dégradation des capacités proprioceptives (*i.e.*, l'obésité est associée à une diminution de la sensibilité plantaire). L'augmentation de l'activité musculaire observée chez les personnes obèses pourrait induire une fatigue précoce limitant, par conséquent, leurs capacités à régler leur équilibre d'une façon efficiente. Les personnes obèses ayant présenté des capacités de production de force similaires à celles des personnes non-obèses, nous pouvons émettre l'hypothèse qu'une partie du

déséquilibre postural observée chez les personnes obèses pourrait être la conséquence d'une augmentation excessive de l'activité des fléchisseurs plantaires et non la conséquence d'une faiblesse au niveau de la production de la force musculaire.

De plus, les résultats ont mis en évidence des corrélations négatives entre la force relative des fléchisseurs plantaire et dorsaux et les paramètres posturaux chez les personnes âgées. Cela confirme la contribution de la capacité de la production de la force des muscles mobilisateurs de l'articulation de la cheville dans les altérations posturales. Ces altérations ont été associées à une augmentation des activités EMG des muscles de l'articulation de la cheville. L'ensemble de ces observations suggèrent que l'augmentation des activités musculaires au cours du processus d'équilibration pourrait être une stratégie compensatoire pour faire face à la faiblesse et à la dégradation musculaire liée au vieillissement.

Finalement, la première étude fait apparaître une altération amplifiée des capacités posturales chez les personnes âgées obèses. Ainsi, une augmentation de la masse corporelle, en particulier lorsqu'elle est associée au vieillissement, augmente les altérations posturales dues à une addition des causes liées au vieillissement et à l'obésité. Ces altérations étaient associées à une activité musculaire accrue des mobilisateurs de l'articulation de la cheville. L'augmentation de ces activités musculaires pourraient être, tout d'abord, liée à une insuffisance de force musculaire. En effet, les personnes âgées sont incapables de produire une force musculaire supplémentaire, relative à leur masse corporelle pendant la régulation de l'équilibre. Par conséquent, elles augmentent les activités EMG pour compenser cette faiblesse musculaire. L'augmentation des activités musculaires pourrait aussi être considérée comme un mécanisme d'adaptation neuromusculaire permettant de faire face au changement mécanique et/ou aux capacités proprioceptives, liés à l'obésité.

Troubles de la marche

Lors de la deuxième étude, les paramètres spatio-temporels, la vitesse d'oscillation du CP et les pics de force de réaction verticale au sol pendant la marche à une vitesse de confort ont été évalués chez les 4 groupes, et synchronisés avec la mesure des activités musculaires du gastrocnémien médial, du soléaire et du jambier antérieur de la jambe dominante.

Les résultats de cette étude ont montré une altération des paramètres spatio-temporels associée à une augmentation des activités musculaires chez le groupe obèse et âgé. Pour le groupe obèse, les augmentations des activités musculaires ont été identifiées pendant la phase de simple appui et la phase pré-oscillante. Ces augmentations pourraient être la conséquence des modifications de la biomécanique du mouvement liées à un excès de masse corporelle à

mobiliser. Elles pourraient aussi être la conséquence d'une instabilité posturale liée à une défaillance au niveau des mécanismes de la régulation posturale. Pour le groupe âgé, les augmentations des activités musculaires ont été identifiées pendant la phase de 1^{er} double appui, la phase de simple appui et la phase pré-oscillante, vraisemblablement en réponse à une diminution des capacités de production de la force et/ou une dégradation des capacités de la régulation posturale.

Finalement, les résultats de cette étude ont montré une altération amplifiée des paramètres de la marche chez les personnes âgées obèses, confirmant que l'augmentation de la masse corporelle, en particulier lorsqu'elle associée au vieillissement, augmente le déficit ambulateur par une addition des causes liées au vieillissement et à l'obésité. Ces altérations ont été accompagnées par une augmentation des activités musculaires, notamment pendant la phase du simple appui et la phase pré-oscillante. Les mécanismes par lesquels ces manifestations surviennent pourraient être liés à une instabilité posturale accrue et une faible capacité de production de force. En fait, les personnes âgées obèses pendant la phase de simple appui augmentent l'activité du jambier antérieur et du soléaire pour compenser la faiblesse des capacités proprioceptives. Elles augmentent également les activités du gastrocnémien médial pendant la phase pré-oscillante pour compenser la faible capacité à propulser le corps vers l'avant.

Effet d'un programme d'APA

Lors de la troisième étude, un groupe de personnes âgées obèses et un groupe de personnes âgées non-obèses ont été volontaires pour participer à un programme d'APA de quatre mois. La méthodologie de ce programme a été basée sur une adaptation de la charge d'entraînement, notamment du volume et de l'intensité des exercices, et sur le type d'exercices (*e.g.*, renforcement musculaire, équilibre et motricité). Avant et après le programme d'APA, les paramètres posturaux, les paramètres de la marche et les capacités neuromusculaires ont été évalués chez les deux groupes.

Les résultats de cette étude ont rapporté une augmentation de la force chez les personnes âgées obèses. Cela pourrait être la conséquence d'une hypertrophie musculaire ou d'une adaptation de la commande motrice qui se traduit par une meilleure capacité d'activation des motoneurones α . Ces observations suggèrent que l'« entraînabilité » de la fonction neuromusculaire est préservée chez les personnes âgées obèses. Parce que l'amélioration de la force observée chez les personnes âgées obèses était corrélée à l'amélioration des paramètres posturaux, ceci suggère que l'amélioration de l'équilibre était la conséquence d'une réduction

de la faiblesse des muscles mobilisateurs de la cheville. Des diminutions des activités musculaires ont été également observées chez le groupe âgé obèse pendant la réalisation des tâches posturales. Ces résultats pourraient être la conséquence soit d'une augmentation d'une activité EMG maximale ou d'une amélioration du fonctionnement des systèmes musculaires et proprioceptifs. Par ailleurs, l'amélioration des paramètres posturaux lors des tâches nécessitant une plus grande mobilisation de ressources proprioceptives, notamment la position tandem, renforce l'idée que le programme APA semble agir sur les capacités proprioceptives, a priori, à travers les exercices d'équilibre inclus dans ce programme.

Le programme d'APA a permis d'améliorer les paramètres de la marche chez les personnes âgées obèses. Ces observations pourraient être expliquées par une amélioration de la stabilité posturale lors de la marche et une amélioration de la force musculaire. D'une part, le groupe âgé obèse a montré une diminution de la vitesse du CP lors de la marche, soulignant que le programme d'APA, a priori, par ces exercices d'équilibre a permis de réduire l'instabilité posturale liée à l'obésité lors de la marche en agissant sur le système somato-sensoriels. D'autre part, une augmentation des Pic1 et Pic2 de force de réaction a été observée chez le groupe âgé obèse, ce qui suggère une amélioration de leurs capacités à produire une force musculaire relative à leur masse corporelle pendant la phase d'amortissement et la phase de propulsion. Cela a été associé à une diminution de l'activité musculaire. Ces observations, pourraient être expliquées par une augmentation de la capacité de production de la force musculaire maximale, suggérant que le renforcement musculaire permet d'améliorer, en partie, la qualité de la marche chez les personnes âgées obèses. Toutefois, l'amélioration de la force n'était pas corrélée à celle des paramètres de la marche. Par conséquent, l'amélioration de la qualité de la marche ne dépend pas seulement de l'amélioration de la force musculaire mais aussi d'autres types d'exercices tels que les exercices de motricité inclus dans ce programme visant d'améliorer l'amplitude articulaire des membres inférieurs.

Perspectives autour de l'identification des mécanismes des altérations posturales chez les personnes âgées et obèses.

Dans ce travail nous nous sommes intéressés à la caractérisation des troubles de l'équilibre et de la marche chez les personnes âgées obèses. L'analyse des paramètres posturaux et de la marche synchronisée avec une mesure électromyographique des muscles mobilisateurs de la cheville nous a permis d'identifier une partie des troubles neuromusculaires contribuant aux altérations posturales et de la marche. Toutefois, l'analyse cinématique synchronisée avec une mesure électromyographique d'autres groupes musculaires (*e.g.*, muscles de la cuisse et

des fessiers) pourrait être une perspective intéressante permettant, d'une part, de confirmer nos hypothèses et de donner d'autres indices sur les mécanismes des altérations posturales et de la marche chez les personnes âgées obèses, et d'autre part, nous orienter sur d'autres pistes de prise en charge.

Dans l'étude 3, le programme d'APA a permis une diminution des activités musculaires pendant l'équilibre et la marche chez les personnes âgées obèses. Dès lors, nous avons mis deux hypothèses : la première est que cette diminution est liée à une augmentation de l'activité musculaire maximale ; la deuxième est que cette diminution est liée à une diminution de la compensation de la faiblesse des systèmes proprioceptive et musculaire. L'évaluation des effets d'un programme d'APA sur les capacités d'activation maximale serait intéressante pour confirmer ces hypothèses. Il serait aussi intéressant d'analyser l'existence ou non de coactivation musculaire chez cette population, soit pendant les contractions maximales, ou bien pendant les tâches posturales et de la marche, et ainsi compléter nos données sur la caractérisation des capacités neuromusculaires chez les personnes âgées obèses.

BIBLIOGRAPHIE

- Abrahamová, D., & Hlavacka, F. (2008). Age-Related Changes of Human Balance during Quiet Stance. *Physiologie Research*, 57(6), 957–964.
- Adkin, A. L., Frank, J. S., Carpenter, M. G., & Peysar, G. W. (2000). Postural control is scaled to level of postural threat. *Gait & Posture*, 12(2), 87-93.
- Aftab, Z., Robert, T., & Wieber, P. B. (2012). Ankle, hip and stepping strategies for humanoid balance recovery with a single Model Predictive Control scheme. *IEEE-RAS International Conference on Humanoid Robots*, 159–164.
- Albertsen, I. M., & Temprado, J. J. (2011). Haptic supplementation and postural control in the elderly: Review and perspectives for assistive technologies. *Science & Motricité*, 74, 101-117.
- Albinet, C., Bernard, P.-L., & Palut, Y. (2006). Contrôle attentionnel de la stabilité posturale chez la personne âgée institutionnalisée : effets d'un programme d'activité physique. *Annales de Réadaptation et de Médecine Physique*, 49(9), 625–631.
- Allard, P., Nault, M. L., Hinse, S., LeBlanc, R., & Labelle, H. (2001). Relationship between morphologic somatotypes and standing posture equilibrium. *Annals of Human Biology*, 28(6), 624–633.
- Amiridis, I. G., Hatzitaki, V., & Arabatzi, F. (2003). Age-induced modifications of static postural control in humans. *Neuroscience Letters*, 350(3), 137–140.
- Aniansson, A., Grimby, G., & Hedberg, M. (1992). Compensatory muscle fiber hypertrophy in elderly men. *Journal of Applied Physiology*, 73(3), 812-816.
- Artner, J. *Atlas of human skeletal anatomy*. Ebook, 2002.
- Auvinet, B., Berrut, G., Touzard, C., Moutel, L., Collet, N., Chaleil, D., & Barrey, E. (2003). Gait abnormalities in elderly fallers. *Journal of Aging and Physical Activity*, 11(1), 40–52.
- Auvinet, B., Bileckot, R., Alix, A.-S., Chaleil, D., & Barrey, E. (2006). Les troubles de la marche chez le patient atteint de fibromyalgie. *Revue Du Rhumatisme*, 73(9), 932–935.
- Balasubramanian, C. K., Clark, D. J., & Gouelle, A. (2015). Validity of the Gait Variability Index in older adults: Effect of aging and mobility impairments. *Gait & Posture*, 41(4), 941-946.
- Baloh, R. W., Jacobson, K. M., Enrietto, J. a, Corona, S., & Honrubia, V. (1998). Balance disorders in older persons: quantification with posturography. *Otolaryngology--Head and Neck Surgery : Official Journal of American Academy of Otolaryngology-Head and Neck Surgery*, 119(1), 89–92.
- Baratta, R., Solomonow, M., Zhou, B. H., Letson, D., Chuinard, R., & D'Ambrosia, R. (1988). Muscular coactivation. The role of the antagonist musculature in maintaining knee stability. *The American Journal of Sports Medicine*, 16(2), 113–122.
- Barton, C. J., Lack, S., Malliaras, P., & Morrissey, D. (2013). Gluteal muscle activity and patellofemoral pain syndrome: A systematic review. *British Journal of Sports Medicine*, 47(4), 207-217.
- Basmajian, J. V., & De Luca, C. J. (1985). Description and Analysis of the EMG Signal. In *Muscles alive* Baltimore: William & Wilkins. P201-222.
- Baumgartner, R. N., Koehler, K. M., Gallagher, D., Romero, L., Heymsfield, S. B., Ross, R. R., ... Lindeman, R. D. (1998). Epidemiology of sarcopenia among the elderly in New Mexico. *American Journal of Epidemiology*, 147(8), 755–763.
- Baumgartner, R. N., Wayne, S. J., Waters, D. L., Janssen, I., Gallagher, D., & Morley, J. E. (2004a). Sarcopenic obesity predicts instrumental activities of daily living disability in the elderly. *Obesity Research*, 12(12), 1995–2004.
- Baumgartner, R. N., Wayne, S. J., Waters, D. L., Janssen, I., Gallagher, D., & Morley, J. E. (2004b). Sarcopenic Obesity Predicts Instrumental Activities of Daily Living Disability in the Elderly. *Obesity Research*, 12(12), 1995–2004.
- Bemben, M. G., Massey, B. H., Bemben, D. a, Misner, J. E., & Boileau, R. a. (1991). Isometric muscle force production as a function of age in healthy 20- to 74-yr-old men. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 23(11), 1302-1310.
- Benedetti, M. G., Di Gioia, A., Conti, L., Berti, L., Esposti, L. D., Tarrini, G., ... Giannini, S. (2009). Physical activity monitoring in obese people in the real life environment. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 6(47).

- Bensmaïa, S. J., Y. Y. Leung, S. S. H., & Johnson, K. O. (2005). Vibratory Adaptation of Cutaneous Mechanoreceptive Afferents. *Journal of Neurophysiology*, 94(5), 3023–3036.
- Bento, P. C. B., Pereira, G., Ugrinowitsch, C., & Rodacki, A. L. F. (2010). Peak torque and rate of torque development in elderly with and without fall history. *Clinical Biomechanics*, 25(5), 450–454.
- Bernard, P. ., Geraci, M., Hue, O., Amato, M., Seynnes, O., & Lantieri, D. (2003). Effets de l'obésité sur la régulation posturale d'adolescentes. Étude préliminaire. *Annales de Réadaptation et de Médecine Physique*, 46(4), 184–190.
- Bernard, P. ., Hue, O., Eininger, C., Ledrole, D., Giraud, P., & Seynnes, O. (2004). Influence d'une activité physique sur les capacités posturales de personnes âgées : effets du temps de pratique. *Annales de Réadaptation et de Médecine Physique*, 47(4), 157–163.
- Berrigan, F., Simoneau, M., Tremblay, A., Hue, O., & Teasdale, N. (2006). Influence of obesity on accurate and rapid arm movement performed from a standing posture. *International Journal of Obesity (2005)*, 30(12), 1750–1757.
- Berthoz, A. *Le sens du mouvement*. Odile Jacob, 1997.
- Billot, M., Simoneau, E. M., Hoecke, J. Van, & Martin, A. (2010). Age-related relative increases in electromyography activity and torque according to the maximal capacity during upright standing. *European Journal of Applied Physiology*, 109(4), 669–680.
- Birtane, M., & Tuna, H. (2004). The evaluation of plantar pressure distribution in obese and non-obese adults. *Clinical Biomechanics*, 19(10), 1055–1059.
- Blimkie, C. J. R., Sale, D. G., & Bar-Or, O. (1990). Voluntary strength, evoked twitch contractile properties and motor unit activation of knee extensors in obese and non-obese adolescent males. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, 61(3–4), 313–318.
- Bohannon, R. W. (1997). Comfortable and maximum walking speed of adults aged 20-79 years: Reference values and determinants. *Age and Ageing*, 26(1), 15–19.
- Borel, L., Lopez, C., Péruch, P., & Lacour, M. (2008). Vestibular syndrome: A change in internal spatial representation. *Neurophysiologie Clinique*, 38(6), 375–389.
- Bouaziz, W., Vogel, T., Schmitt, E., Kaltenbach, G., Geny, B., & Lang, P. O. (2017). Bénéfices de l'activité physique en endurance chez les seniors âgés de 70 ans ou plus: une revue systématique. *Presse Medicale*, 46(9), 794–807.
- Bouisset, S., & Duchêne, J. L. (1994). Is body balance more perturbed by respiration in seating than in standing posture? *NeuroReport*, 5(8), 957–960.
- Bouisset, S., & Maton, B. (1996). Base et applications de la méthode électromyographique. In *Muscles, posture et mouvement*. Hermann. P735.
- Brocklehurst, J. C., & James-Groom, P. (1982). Skeletal Deformities in the Elderly and Their Effect on Postural Sway. *Journal of the American Geriatrics Society*, 30(8), 534–538.
- Brown, L. A., Sleik, R. J., & Winder, T. R. (2002). Attentional demands for static postural control after stroke. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 83(12), 1732–1735.
- Browning, R. C., McGowan, C. P., & Kram, R. (2009). Obesity does not increase external mechanical work per kilogram body mass during walking. *Journal of Biomechanics*, 42(14), 2273–2278.
- Bruce, C. C., Franklin, R. J. M., & Relvas, J. B. (2007). Remyelination of the central nervous system. In *Interaction Between Neurons and Glia in Aging and Disease*. P427–443.
- Butt, S. J. B., & Kiehn, O. (2003). Functional identification of interneurons responsible for left-right coordination of hindlimbs in mammals. *Neuron*, 38(6), 953–963.
- Cadore, E. L., Rodríguez-Mañas, L., Sinclair, A., & Izquierdo, M. (2013). Effects of Different Exercise Interventions on Risk of Falls, Gait Ability, and Balance in Physically Frail Older Adults: A Systematic Review. *Rejuvenation Research*, 16(2), 105–114. Malva, J.C. P427-443.
- Caetano, M. J. D., Lord, S. R., Schoene, D., Pelicioni, P. H. S., Sturnieks, D. L., & Menant, J. C. (2016). Age-related changes in gait adaptability in response to unpredictable obstacles and stepping targets. *Gait & Posture*, 46, 35–41.
- Carolan, B., & Cafarelli, E. (1992). Adaptations in coactivation after isometric resistance training. *Journal of*

- Applied Physiology*, 73(3), 911-917.
- Caron, O., Gelat, T., Rougier, P., & Blanche, J. P. (2000). A comparative analysis of the center of gravity and center of pressure trajectory path lengths in standing posture: An estimation of active stiffness. *Journal of Applied Biomechanics*, 16(3), 234–247.
- Cattagni, T., Scaglioni, G., Cornu, C., Berrut, G., Martin, A., & Cattagni, T. (2015). Quelle est l'influence du vieillissement de la fonction neuromusculaire sur le contrôle de l'équilibre ?. *Synthèse Geriatrie et Psychologie Neuropsychiatrie du Vieillissement*, 13(4), 363–380.
- Cattagni, T., Scaglioni, G., Laroche, D., Gremeaux, V., & Martin, A. (2016). The involvement of ankle muscles in maintaining balance in the upright posture is higher in elderly fallers. *Experimental Gerontology*, 77, 38–45.
- Cattagni, T., Scaglioni, G., Laroche, D., Van Hoecke, J., Gremeaux, V., & Martin, A. (2014). Ankle muscle strength discriminates fallers from non-fallers. *Frontiers in Aging Neuroscience*, 6, 336-342.
- Chao, E. Y., Laughman, R. K., Schneider, E., & Stauffer, R. N. (1983). Normative data of knee joint motion and ground reaction forces in adult level walking. *Journal of Biomechanics*, 16(3), 219–233.
- CHAumont, J.-B. (2011). *Rééducation de l'équilibre postural d'un patient traumatisé au niveau du pied par biofeedback visuel*. Université de Rennes.
- Chéron, G., & Bengoetxea, A. (2006). Ageing and cerebral control of exercise, *Science and Sports*, 21, 204–208.
- Chia, S. E., Chua, L. H., & Foo, S. C. (1994). Postural stability of workers exposed to lead, 1(24), 768–771.
- Cléménçon, M., Hautier, C. A., Rahmani, A., Cornu, C., & Bonnefoy, M. (2008). Potential role of optimal velocity as a qualitative factor of physical functional performance in women aged 72 to 96 years. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 89(8), 1594–1599.
- Coales, P. (2000). Principles of Anatomy and Physiology. *Physiotherapy*, 86(10), 555-564.
- Corbeil, P., Simoneau, M., Rancourt, D., Tremblay, A., & Teasdale, N. (2001). Increased risk for falling associated with obesity: mathematical modeling of postural control. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 9(2), 126–136.
- Cordo, P., Ingils, J. T., Verschueren, S., Collins, J. J., Merfeld, D. M., Rosenblum, S., ... Moss, F. (1996). Noise in human muscle spindles. *Nature*, 6603, 769-770
- Cornillon, E., Blanchon, M. A., Ramboatsisetraina, P., Braize, C., Beauchet, O., Dubost, V., ... Gonthier, R. (2002). [Effectiveness of falls prevention strategies for elderly subjects who live in the community with performance assessment of physical activities (before-after)]. *Annales De Réadaptation Et De Médecine Physique*, 45(9), 493–504.
- Costill, D. L., Wilmore, J. H., & Kenney, W. L. Physiologie du sport et de l'exercice. In *L'entraînement physique*. De Boeck, 2013.
- Curthoys, I. S. (2000). Vestibular compensation and substitution. *Current Opinion in Neurology*, 13(1), 27–30.
- D'Antona, G., Pellegrino, M. A., Adami, R., Rossi, R., Naccari Carlizzi, C., Canepari, M., ... Bottinelli, R. (2003). The effect of ageing and immobilization on structure and function of human skeletal muscle fibres. *Journal of Physiology*, 552(Pt2), 499-511.
- Danis, C. G., Krebs, D. E., Gill-Body, K. M., & Sahrman, S. (1998). Relationship between standing posture and stability. *Physical Therapy*, 78(5), 502–517.
- Darainy, M., & Ostry, D. J. (2008). Muscle cocontraction following dynamics learning. *Experimental Brain Research*, 190(2), 153–163.
- De Souza, S. A. F., Faintuch, J., Valezi, A. C., Sant Anna, A. F., Gama-Rodrigues, J. J., De Batista Fonseca, I. C., ... Senhorini, R. C. (2005). Gait cinematic analysis in morbidly obese patients. *Obesity Surgery*, 15(9), 1238–1242.
- Deforche, B. I., Hills, A. P., Worringham, C. J., Davies, P. S. W., Murphy, A. J., Bouckaert, J. J., & De Bourdeaudhuij, I. M. (2009). Balance and postural skills in normal-weight and overweight prepubertal boys. *International Journal of Pediatric Obesity*, 4(3), 175–182.
- Dehaene, S., Molko, N., Cohen, L., & Wilson, A. J. (2004). Arithmetic and the brain. *Current Opinion in*

Neurobiology, 14(2), 218-224.

- Del Porto, H. C., Pechak, C. M., Smith, D. R., & Reed-jones, R. J. (2012). Biomechanical Effects of Obesity on Balance. *International Journal of Exercise Science*, 5(72), 301–320.
- Delp, S. L., Arnold, A. S., Speers, R. A., & Moore, C. A. (1996). Hamstrings and psoas lengths during normal and crouch gait: Implications for muscle-tendon surgery. *Journal of Orthopaedic Research*, 14(1), 144–151.
- Desailly, E. (2008). *Analyse biomécanique 3D de la marche de l'enfant déficient moteur*. Université de Poitiers.
- DeVita, P., & Hortobágyi, T. (2003). Obesity is not associated with increased knee joint torque and power during level walking. *Journal of Biomechanics*, 36(9), 1355–1362.
- DeVita, P., Rider, P., & Hortobágyi, T. (2016). Reductions in knee joint forces with weight loss are attenuated by gait adaptations in class III obesity. *Gait & Posture*, 45, 25-30.
- Di Fabio, R. P. (1995). Sensitivity and specificity of platform posturography for identifying patients with vestibular dysfunction. *Physical Therapy*, 75(4), 290-305.
- Di Giulio, I., Maganaris, C. N., Baltzopoulos, V., & Loram, I. D. (2009). The proprioceptive and agonist roles of gastrocnemius, soleus and tibialis anterior muscles in maintaining human upright posture. *Journal of Physiology*, 587(10), 2399–2416.
- Diop, M., Rahmani, A., Calmels, P., Gautheron, V., Belli, A., Geysant, A., & Cottalorda, J. (2004). Influence of speed variation and age on the intrasubject variability of ground reaction forces and spatiotemporal parameters of children normal gait. *Annales de Readaptation et de Medecine Physique*, 47, 72-80.
- Donath, L., Kurz, E., Roth, R., Zahner, L., & Faude, O. (2015). Different ankle muscle coordination patterns and co-activation during quiet stance between young adults and seniors do not change after a bout of high intensity training. *BMC Geriatrics*, 15, 19-27.
- Donoghue, J. P., Hess, G., & Sanes, J. N. (1996). Substrates and mechanisms for learning in motor cortex. In *Acquisition of motor behavior in vertebrates*. Donoghue, JP., Hess, G., Sanes, JN. P363–386.
- Du Pasquier, R. A., Blanc, Y., Sinnreich, M., Landis, T., Burkhard, P., & Vingerhoets, F. J. G. (2003a). The effect of aging on postural stability: A cross sectional and longitudinal study. *Neurophysiologie Clinique*, 33(5), 213–218.
- Du Pasquier, R. A., Blanc, Y., Sinnreich, M., Landis, T., Burkhard, P., & Vingerhoets, F. J. G. (2003b). The effect of aging on postural stability: A cross sectional and longitudinal study. *Neurophysiologie Clinique*, 33(5), 213–218.
- Duarte, M., Harvey, W., & Zatsiorsky, V. M. (2000). Stabilographic analysis of unconstrained standing. *Ergonomics*, 43(11), 1824–1839.
- Dubost, V., Kressig, R. W., Gonthier, R., Herrmann, F. R., Aminian, K., Najafi, B., & Beauchet, O. (2006). Relationships between dual-task related changes in stride velocity and stride time variability in healthy older adults. *Human Movement Science*, 25(3), 372-382.
- Duchateau, J., Klass, M., & Baudry, S. (2006). Évolution et adaptations à l'entraînement du système neuromusculaire au cours du vieillissement. *Science and Sports*, 21, 199-203.
- Duchateau, J., Nicol, C., & Baudry, S. (2014). Le vieillissement du système neuromusculaire: de la sarcopénie à la dynapénie. *Kinesithérapie*, 14(145), 45–51.
- Dutil, M., Handrigan, G. A., Corbeil, P., Cantin, V., Simoneau, M., Teasdale, N., & Hue, O. (2013). The impact of obesity on balance control in community-dwelling older women. *Age*, 35(3), 883–890.
- Edström, E., Altun, M., Bergman, E., Johnson, H., Kullberg, S., Ramírez-León, V., & Ulfhake, B. (2007). Factors contributing to neuromuscular impairment and sarcopenia during aging. *Physiology and Behavior*, 92(1–2), 129–135.
- Enss, T., Henkel, M., Picone, A., & Schollwöck, U. (2004). Ageing phenomena without detailed balance: The contact process. *Journal of Physics A: Mathematical and General*, 37(44), 10479–10495.
- Erskine, R. M., Jones, D. A., Williams, A. G., Stewart, C. E., & Degens, H. (2010). Resistance training increases in vivo quadriceps femoris muscle specific tension in young men. *Acta Physiologica*, 199(1), 83–89.
- Fabris de Souza, S. A., Faintuch, J., Valezi, A. C., Sant'Anna, A. F., Gama-Rodrigues, J. J., de Batista Fonseca, I. C., & de Melo, R. D. (2005). Postural changes in morbidly obese patients. *Obesity Surgery*, 15(7), 1013–

- Fabris, S. M., Valezi, A. C., Fabris De Souza, S. A., Faintuch, J., Ceconello, I., & Pedroni, M. (2006). Computerized baropodometry in obese patients. *Obesity Surgery, 16*(12), 1574–1578.
- Faraldo-García, A., Santos-Pérez, S., Crujeiras-Casais, R., Labella-Caballero, T., & Soto-Varela, A. (2012). Influence of age and gender in the sensory analysis of balance control. *European Archives of Oto-Rhino-Laryngology, 269*(2), 673–677.
- Ferrandez, A. M., Durup, M., & Pailhous, J. (1995). Effet du vieillissement sur les capacités adaptatives locomotrices. *Enfance, 2*, 147–154.
- Ferri, A., Scaglioni, G., Pousson, M., Capodaglio, P., Van Hoecke, J., & Narici, M. V. (2003). Strength and power changes of the human plantar flexors and knee extensors in response to resistance training in old age. *Acta Physiologica Scandinavica, 177*(1), 69–78.
- Fitzpatrick, R., & McCloskey, D. I. (1994). Proprioceptive, visual and vestibular thresholds for the perception of sway during standing in humans. *The Journal of Physiology, 478*(1), 173–186.
- Fitzpatrick, R., Rogers, D. K., & McCloskey, D. I. (1994). Stable human standing with lower-limb muscle afferents providing the only sensory input. *The Journal of Physiology, 480*(Pt2), 395–403.
- Fjeldstad, C., Fjeldstad, A. S., Acree, L. S., Nickel, K. J., & Gardner, A. W. (2008). The influence of obesity on falls and quality of life. *Dynamic Medicine, 7*, 4–12.
- Foster, C. (1998). Monitoring training in athletes with reference to overtraining syndrome. In *Medicine and Science in Sports and Exercise, 30*(7), 1164–1168.
- Foster, C., Hector, L. L., Welsh, R., Schrage, M., Green, M. A., & Snyder, A. C. (1995). Effects of specific versus cross-training on running performance. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology, 70*(4), 367–372.
- Fournier, J., Vuillemin, A., & Le Cren, F. (2012). Mesure de la condition physique chez les personnes âgées. évaluation de la condition physique des seniors : Adaptation française de la batterie américaine « Senior Fitness Test ». *Science and Sports, 27*(4), 254–259.
- Freiberger, E., Häberle, L., Spirduso, W. W., & Rixt Zijlstra, G. A. (2012). Long-term effects of three multicomponent exercise interventions on physical performance and fall-related psychological outcomes in community-dwelling older adults: A randomized controlled trial. *Journal of the American Geriatrics Society, 60*(30), 437–446.
- Frimenko, R., Goodyear, C., & Bruening, D. (2015). Interactions of sex and aging on spatiotemporal metrics in non-pathological gait: A descriptive meta-analysis. *Physiotherapy, 101*(3), 266–272.
- Fusco, N. (2008). Analyse, modélisation et simulation de la marche pathologique. *Université de Rennes 2*.
- Gagey, P. (1988). Postural system. *Agressologie, 29*(9), 254–262.
- Galea, V. (1996). Changes in motor unit estimates with aging. *Journal of Clinical Neurophysiology, 13*(3), 253–260.
- Garcia-Martinez, C., Lopez-Soriano, F. J., & Argiles, J. M. (1993). Acute treatment with tumour necrosis factor-alpha induces changes in protein metabolism in rat skeletal muscle. *Mol Cell Biochem, 125*(1), 11–8.
- Gartner, A., Dioum, A., Delpeuch, F., Maire, B., & Schutz, Y. (2004). Use of hand-to-hand impedancemetry to predict body composition of African women as measured by air displacement plethysmography. *European Journal of Clinical Nutrition, 58*(3), 523–531.
- Gauchard, G. C., Gangloff, P., Jeandel, C., & Perrin, P. P. (2003). Influence of regular proprioceptive and bioenergetic physical activities on balance control in elderly women. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci, 58*(9), M846–M850.
- Geoffroy, C. G., Hilton, B. J., Tetzlaff, W., & Zheng, B. (2016). Evidence for an Age-Dependent Decline in Axon Regeneration in the Adult Mammalian Central Nervous System. *Cell Reports, 15*(2), 238–246.
- Gilleard, W., & Smith, T. (2007). Effect of obesity on posture and hip joint moments during a standing task, and trunk forward flexion motion. *International Journal of Obesity, 31*(2), 267–271.
- Gonzalez, A. M., Mangine, G. T., Fragala, M. S., Stout, J. R., Beyer, K. S., Bohner, J. D., ... Hoffman, J. R. (2014a). Resistance training improves single leg stance performance in older adults. *Aging Clinical and Experimental Research, 26*(1), 89–92.

- Graf, C., Koch, B., Kretschmann-Kandel, E., Falkowski, G., Christ, H., Coburger, S., ... Dordel, S. (2004). Correlation between BMI, leisure habits and motor abilities in childhood (CHILT-Project). *International Journal of Obesity*, 26(1), 89-92.
- Grassi, C., Landi, F., & Delogu, G. (2014). Lifestyles and Ageing: Targeting Key Mechanisms to Shift the Balance from Unhealthy to Healthy Ageing. *Studies in Health Technology and Informatics*, 203, 99-111.
- Gravante, G., Russo, G., Pomara, F., & Ridola, C. (2003). Comparison of ground reaction forces between obese and control young adults during quiet standing on a baropodometric platform. *Clinical Biomechanics*, 18(8), 780-782.
- Greve, J., Alonso, A., Bordini, A. C. P. G., & Camanho, G. L. (2007). Correlation between body mass index and postural balance. *Clinics (Sao Paulo, Brazil)*, 62(6), 717-720.
- Häkkinen, K., Alen, M., Kraemer, W. J., Gorostiaga, E., Izquierdo, M., Rusko, H., ... Paavolainen, L. (2003). Neuromuscular adaptations during concurrent strength and endurance training versus strength training. *European Journal of Applied Physiology*, 89, 42-52.
- Han, T. S., Tjihuis, M. A. R., Lean, M. E. J., & Seidell, J. C. (1998). Quality of life in relation to overweight and body fat distribution. *American Journal of Public Health*, 88(12), 1814-1820.
- Handrigan, G. A., Berrigan, F., Hue, O., Simoneau, M., Corbeil, P., Tremblay, A., & Teasdale, N. (2012). Gait & Posture The effects of muscle strength on center of pressure-based measures of postural sway in obese and heavy athletic individuals. *Gait & Posture*, 35(1), 88-91.
- Handrigan, G. A., Maltais, N., Gagné, M., Lamontagne, P., Hamel, D., Teasdale, N., ... Jean, S. (2017). Sex-specific association between obesity and self-reported falls and injuries among community-dwelling Canadians aged 65 years and older. *Osteoporosis International*, 28(2), 483-494.
- Handrigan, G. A., Simoneau, M., Teasdale, N., & Corbeil, P. (2012). The Effects of Added Mass on Plantar Sole Sensitivity in Upright Standing. *Journal of Biomechanics*, 45(1), 233-241.
- Handrigan, G., Hue, O., Simoneau, M., Corbeil, P., Marceau, P., Marceau, S., ... Teasdale, N. (2010). Weight loss and muscular strength affect static balance control. *International Journal of Obesity*, 34(5), 936-942.
- Harding, G. T., Hubley-Kozey, C. L., Dunbar, M. J., Stanish, W. D., & Astephen Wilson, J. L. (2012). Body mass index affects knee joint mechanics during gait differently with and without moderate knee osteoarthritis. *Osteoarthritis and Cartilage*, 20(11), 1234-1242.
- Hassankhani, H., Darvishpur Kakhki, A., Asghari Jafarabadi, M., & Malek, M. (2012). Elders Fall Risk Predictors. *International Research Journal of Applied and Basic Sciences*, 3(8), 1662-1672.
- Hatzitaki, V., Amiridis, I. G., & Arabatzi, F. (2005). Aging effects on postural responses to self-imposed balance perturbations. *Gait & Posture*, 22(3), 250-257.
- Hauer, K., Rost, B., Rüttschle, K., Opitz, H., Specht, N., Bärtsch, P., ... Schlierf, G. (2001). Exercise training for rehabilitation and secondary prevention of falls in geriatric patients with a history of injurious falls. *Journal of the American Geriatrics Society*, 49(1), 10-20.
- Herbert, R. D., & Gandevia, S. C. (1999). Twitch Interpolation in Human Muscles: Mechanisms and Implications for Measurement of Voluntary Activation Twitch Interpolation in Human Muscles: Mechanisms and Implications for Measurement of Voluntary Activation. *Journal of Physiology*, 82, 2271-2283.
- Hermens, H. J. (2000). Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures, 10, 361-374.
- Hewson, D. J., Hogrel, J. Y., Langeron, Y., & Duchêne, J. (2003). Evolution in impedance at the electrode-skin interface of two types of surface EMG electrodes during long-term recordings. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 13(3), 273-279.
- Hills, A. P., Hennig, E. M., McDonald, M., & Bar-Or, O. (2001). Plantar pressure differences between obese and non-obese adults: A biomechanical analysis. *International Journal of Obesity*, 25(11), 1674-1679.
- Himes, C. L. (2000). Obesity, disease, and functional limitation in later life. *Demography*, 37(1), 73-82.
- Hoehn, K., & Marieb, E. N.. Human Anatomy & Physiology. Benjamin-Cummings Publishing Company, 2016.
- Horak, F. B. (2006). Postural orientation and equilibrium: What do we need to know about neural control of balance to prevent falls? In *Age and Ageing?* 35(2), ii7-ii11.

- Horak, F. B., Shupert, C. L., Dietz, V., & Horstmann, G. (1994). Vestibular and somatosensory contributions to responses to head and body displacements in stance. *Experimental Brain Research*, *100*(1), 93-106.
- Horak, F. B., Shupert, C. L., & Mirka, A. (1989). Components of postural dyscontrol in the elderly: A review. *Neurobiology of Aging*, *10*(1), 93-106.
- Hortobágyi, T., & Devita, P. (2000). Muscle pre- and coactivity during downward stepping are associated with leg stiffness in aging. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, *10*(2), 117-126.
- Hortobágyi, T., & Devita, P. (2006). Mechanisms responsible for the age-associated increase in coactivation of antagonist muscles. *Exercise and Sport Sciences Reviews*, *34*(1), 29-35.
- Hortobágyi, T., Zheng, D., Weidner, M., Lambert, N. J., Westbrook, S., & Houmard, J. A. (1995). The influence of aging on muscle strength and muscle fiber characteristics with special reference to eccentric strength. *The Journals of Gerontology. Series A, Biological Sciences and Medical Sciences*, *50*(6), 399-406.
- Hotamisligil, G. S., Arner, P., Caro, J. F., Atkinson, R. L., & Spiegelman, B. M. (1995). Increased adipose tissue expression of tumor necrosis factor- α in human obesity and insulin resistance. *The Journal of Clinical Investigation*, *95*(5), 2409-15.
- Houles, M., Abellan Van Kan, G., Rolland, Y., Andrieu, S., Anthony, P., Bauer, J., ... Vellas, B. (2010). La vitesse de marche comme critère de fragilité chez la personne âgée vivant au domicile. *Cahiers de l'Année Gerontologique*, *2*(1), 13-23.
- Hue, O., Berrigan, F., Simoneau, M., Marcotte, J., Marceau, P., Marceau, S., ... Teasdale, N. (2008). Muscle force and force control after weight loss in obese and morbidly obese men. *Obesity Surgery*, *18*(9), 1112-1118.
- Hue, O., Ledrole, D., Seynnes, O., & Bernard, P. L. (2001). Influence d'une pratique motrice de type "posture-équilibre-motricité" sur les capacités posturales du sujet âgé. *Annales de Readaptation et de Médecine Physique*, *44*(2), 81-88.
- Hue, O., Simoneau, M., Marcotte, J., Berrigan, F., Doré, J., Marceau, P., ... Teasdale, N. (2007). Body weight is a strong predictor of postural stability. *Gait & Posture*, *26*(1), 32-38.
- Hulens, M., Vansant, G., Lysens, R., Claessens, A. L., Muls, E., & Brumagne, S. (2001). Study of differences in peripheral muscle strength of lean versus obese women: An allometric approach. *International Journal of Obesity*, *25*(5), 676-681.
- Hytönen, M., Pyykkö, I., Aalto, H., & Starck, J. (1993). Postural control and age. *Acta Oto-Laryngologica*, *113*(2), 119-122.
- Ilmanen, N., & LaRue, J. (2008). Modulation of anticipatory postural adjustments in a complex task under different temporal constraints. *Motor Control*, *12*(4), 330-47.
- Ivers, R. Q., Cumming, R. G., Mitchell, P., & Attebo, K. (1998). Visual impairment and falls in older adults: the Blue Mountains Eye Study. *Journal of the American Geriatrics Society*, *46*(1), 58-64.
- Roger, M.E., & Duchateau, J. (2008). Muscle fatigue: what, why and how it influences muscle function. *Journal of Physiology*, *586*(Pt1), 11-23.
- JA, Kent-Braun. (1999). Central and peripheral contributions to muscle fatigue in humans during sustained maximal effort. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, *80*(1), 57-63.
- Jack Rejeski, W., Brubaker, P. H., Goff, D. C., Bearon, L. B., McClelland, J. W., Perri, M. G., & Ambrosius, W. T. (2011). Translating weight loss and physical activity programs into the community to preserve mobility in older, obese adults in poor cardiovascular health. *Archives of Internal Medicine*, *171*(10), 880-886.
- Jacobs, N. A., Skorecki, J., & Charnley, J. (1972). Analysis of the vertical component of force in normal and pathological gait. *Journal of Biomechanics*, *5*(1), 11-34.
- Janssen, I., Heymsfield, S. B., Wang, Z., & Ross, R. (2000). Skeletal muscle mass and distribution in 468 men and women aged 18-88 yr. *Journal of Applied Physiology*, *89*(1), 81-88.
- Jeandel, C., & Vuillemin, A. (2000). Effets des activités physiques sur le contrôle postural chez le sujet âgé. *Science & Sports*, *15*(4), 187-193.
- Jenkins, K. R. (2004). Obesity's Effects on the Onset of Functional Impairment Among Older Adults. *The Gerontologist*, *44*(2), 206-216.

- Juge-Aubry, C. E., Somm, E., Giusti, V., Pernin, A., Chicheportiche, R., Verdumo, C., ... Meier, C. A. (2003). Adipose tissue is a major source of interleukin-1 receptor antagonist: Upregulation in obesity and inflammation. *Diabetes*, 52(5), 1104–1110.
- Kahle, W. (2007). *Anatomie, Système nerveux et organes des sens* (4^{ème} édit, p. 423).
- Kannus, P., Parkkari, J., Niemi, S., & Palvanen, M. (2005). Fall-induced deaths among elderly people. *American Journal of Public Health*, 95(3), 422-424.
- Kennedy, P. M., & Inglis, J. T. (2002). Distribution and behaviour of glabrous cutaneous receptors in the human foot sole. *Journal of Physiology*, 538(Pt3), 995-1002.
- Kent-Braun, J. A., Ng, A. V., Doyle, J. W., & Towse, T. F. (2002). Human skeletal muscle responses vary with age and gender during fatigue due to incremental isometric exercise. *Journal of Applied Physiology*, 93(5), 1813–1823.
- Kershaw, E. E., & Flier, J. S. (2004). Adipose Tissue as an Endocrine Organ. *The Journal of Clinical Endocrinology & Metabolism*, 89(6), 2548–2556.
- Keysor, J. J., & Jette, A. M. (2001). Have we oversold the benefit of late-life exercise? *Journals of Gerontology - Series A Biological Sciences and Medical Sciences*, 56(7), M412-M423.
- Kim, B., Tsujimoto, T., So, R., Zhao, X., Oh, S., & Tanaka, K. (2017). Changes in muscle strength after diet-induced weight reduction in adult men with obesity: A prospective study. *Diabetes, Metabolic Syndrome and Obesity: Targets and Therapy*, 56(7), M412-M423.
- Kim, H., Suzuki, T., & Saito, K. (2012). Effects of Exercise and Amino Acid Supplementation on Body Composition and Physical Function in Community-Dwelling Elderly Japanese Sarcopenic Women: a randomized controlled trial. *Journal of the American Geriatrics Society*, 60(1), 16-23.
- Kim, J. H., Chung, Y., Kim, Y., & Hwang, S. (2012). Functional electrical stimulation applied to gluteus medius and tibialis anterior corresponding gait cycle for stroke. *Gait & Posture*, 36(1), 65–67.
- Klass, M. (2005). Aging does not affect voluntary activation of the ankle dorsiflexors during isometric, concentric, and eccentric contractions. *Journal of Applied Physiology*, 99(1), 31–38.
- Klein, C. S., Rice, C. L., & Marsh, G. D. (2001). Normalized force, activation, and coactivation in the arm muscles of young and old men. *Journal of Applied Physiology*, 91(3), 1341–1349.
- Kobayashi, K., Asai, M., & Watanabe, Y. (2005). Analysis of Mann's posture maintenance by motion capture. *Equilibrium Research*, 64(2), 88–93.
- Kobayashi, T., Orendurff, M. S., Hunt, G., Lincoln, L. S., Gao, F., LeCursi, N., & Foreman, K. B. (2017). An articulated ankle-foot orthosis with adjustable plantarflexion resistance, dorsiflexion resistance and alignment: A pilot study on mechanical properties and effects on stroke hemiparetic gait. *Medical Engineering and Physics*, 44, 94-101.
- Koceja, D. M., Markus, C. A., & Trimble, M. H. (1995). Postural modulation of the soleus H reflex in young and old subjects. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology/ Electromyography*, 97(6), 387–393.
- Kolbe-Alexander, T. L., Lambert, E. V., & Charlton, K. E. (2006). Effectiveness of a community based low intensity exercise program for older adults. *The Journal of Nutrition, Health & Aging*, 10(1), 21-29.
- Kritchevsky, S. B., Lovato, L., Handing, E. P., Blair, S., Botosaneanu, A., Guralnik, J. M., ... Manini, T. (2017). Exercise's effect on mobility disability in older adults with and without obesity: The LIFE study randomized clinical trial. *Obesity*, 25(7), 1199–1205.
- Ku, P. X., Abu Osman, N. A., Yusof, A., & Wan Abas, W. A. B. (2012). Biomechanical evaluation of the relationship between postural control and body mass index. *Journal of Biomechanics*, 45(9), 1638–1642.
- Kubicki, A. (2016). L'évaluation systémique des fonctions motrices en gériatrie. *Kinésithérapie*, 16(170), 40–41.
- Kubicki, A., Brika, M., & Mourey, F. (2017). EquiMog : équilibre et motricité en gériatrie. *Kinésithérapie, La Revue*, 17(184), 31–32.
- Kuiack, S. L., Campbell, W. W., & Evans, W. J. (2004). A Structured Resistive Training Program Improves Muscle Strength and Power in Elderly Persons with Dementia. *Activities, Adaptation & Aging*, 28(1), 35-47.

- Lacour, M., Dutheil, S., Tighilet, B., Lopez, C., & Borel, L. (2009). Tell me your vestibular deficit, and i'll tell you how you'll compensate. In *Annals of the New York Academy of Sciences*, 1164, 268-278.
- Lafortune, M. A., Cavanagh, P. R., Sommer, H. J., & Kalenak, A. (1992). Three-dimensional kinematics of the human knee during walking. *Journal of Biomechanics*, 25(4), 347-357.
- LaRoche, D. P., Cremin, K. A., Greenleaf, B., & Croce, R. V. (2010). Rapid torque development in older female fallers and nonfallers: A comparison across lower-extremity muscles. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 20(3), 482-488.
- LaRoche, D. P., Greenleaf, B. L., Croce, R. V., & McGaughy, J. A. (2014). Interaction of age, cognitive function, and gait performance in 50-80-year-olds. *Age*, 36(4), 9693-9701.
- Larsson, L., Grimby, G., & Karlsson, J. (1979). Muscle strength and speed of movement in relation to age and muscle morphology. *Journal of Applied Physiology*, 46(3), 451-456.
- Lauffer, Y. (2003). Age- and gender-related changes in the temporal-spatial characteristics of forwards and backwards gaits. *Physiotherapy Research International : The Journal for Researchers and Clinicians in Physical Therapy*, 8(3), 131-142.
- Laughton, C. A., Slavin, M., Katdare, K., Nolan, L., Bean, J. F., Kerrigan, D. C., ... Collins, J. J. (2003). Aging, muscle activity, and balance control: Physiologic changes associated with balance impairment. *Gait & Posture*, 18(2), 101-108.
- Launer, L. J., Harris, T., Rumpel, C., & Madans, J. (1994). Body mass index, weight change, and risk of mobility disability in middle-aged and older women. The epidemiologic follow-up study of NHANES I. *JAMA : The Journal of the American Medical Association*, 271(14), 1093-8.
- Lavcanska, V., Taylor, N. F., & Schache, A. G. (2005). Familiarization to treadmill running in young unimpaired adults. *Human Movement Science*, 24(4), 544-557.
- Le Goïc, M. (2013). *Etude du contrôle postural chez l'homme : analyse des facteurs neurophysiologiques, biomécaniques et cognitifs, impliqués dans les 500 premières millisecondes d' une chute*. Université Paris Descartes.
- Lee, H. J., & Chou, L. S. (2006). Detection of gait instability using the center of mass and center of pressure inclination angles. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 87(4), 569-575.
- Lepoutre, J. (2008). *Modélisation biomécanique du mouvement : vers un outil d' ' évaluation pour l' instrumentation en orthopédie Modélisation biomécanique du mouvement : Vers un outil d' ' évaluation pour l' instrumentation en orthopédie*. Université du sud Toulon.
- Lexell, J., Downham, D., & Sjöström, M. (1986). Distribution of different fibre types in human skeletal muscles. *Journal of the Neurological Sciences*, 72(2-3), 211-222.
- Lexell, J., Taylor, C. C., & Sjöström, M. (1988). What is the cause of the ageing atrophy?. Total number, size and proportion of different fiber types studied in whole vastus lateralis muscle from 15- to 83-year-old men. *Journal of the Neurological Sciences*, 84(2-3), 275-294.
- Liu-Ambrose, T., Khan, K. M., Eng, J. J., Janssen, P. A., Lord, S. R., & McKay, H. A. (2004). Resistance and Agility Training Reduce Fall Risk in Women Aged 75 to 85 with Low Bone Mass: A 6-Month Randomized, Controlled Trial. *Journal of the American Geriatrics Society*, 52(5), 657-665.
- Liu, B. a, Topper, a K., Reeves, R. a, Gryfe, C., & Maki, B. E. (1995). Falls among older people: relationship to medication use and orthostatic hypotension. *Journal of the American Geriatrics Society*, 43(10), 1141-1145.
- Liu, Z. Q., & Yang, F. (2017). Obesity may not induce dynamic stability disadvantage during overground walking among young adults. *PLoS ONE*, 12(1), 1-13.
- Lo, J., Lo, O. Y., Olson, E. A., Habtemariam, D., Iloputaife, I., Gagnon, M. M., ... Lipsitz, L. A. (2017). Functional implications of muscle co-contraction during gait in advanced age. *Gait & Posture*, 53, 110-114.
- Loram, I. D., Maganaris, C. N., & Lakie, M. (2004). Paradoxical muscle movement in human standing. *The Journal of Physiology*, 556(3), 683-689.
- Lord, S. R., Clark, R. D., & Webster, I. W. (1991). Postural Stability and Associated Physiological Factors in a Population of Aged Persons. *Journal of Gerontology*, 46(3), M69-M76.
- Lord, S. R., & Menz, H. B. (2000). Visual contributions to postural stability in older adults. *Gerontology*, 46(6), 306-310.

- Luca, C. J. De, Gilmore, L. D., Kuznetsov, M., & Roy, S. H. (2010). Filtering the surface EMG signal : Movement artifact and baseline noise contamination. *Journal of Biomchanics*, 43(8), 1573–1579.
- Macaluso, A., & De Vito, G. (2004). Muscle strength, power and adaptations to resistance training in older people. *European Journal of Applied Physiology*, 91(4), 450-472.
- Macaluso, A., Nimmo, M. A., Foster, J. E., Cockburn, M., McMillan, N. C., & De Vito, G. (2002). Contractile muscle volume and agonist-antagonist coactivation account for differences in torque between young and older women. *Muscle and Nerve*, 25(6), 858–863.
- Macintosh, B. R. (1993). human skeletal-muscle fiber types and force-velocity properties. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, 67(6), 499-506.
- Macko, R. F., DeSouza, C. A., Tretter, L. D., Silver, K. H., Smith, G. V., Anderson, P. A., ... Dengel, D. R. (1997). Treadmill aerobic exercise training reduces the energy expenditure and cardiovascular demands of hemiparetic gait in chronic stroke patients: A preliminary report. *Stroke*, 28(2), 326–330.
- Maffiuletti, N. A., Agosti, F., Proietti, M., Riva, D., Resnik, M., Lafortuna, C. L., & Sartorio, A. (2005a). Postural instability of extremely obese individuals improves after a body weight reduction program entailing specific balance training. *Journal of Endocrinological Investigation*, 28(1), 2–7.
- Maffiuletti, N. A., Agosti, F., Proietti, M., Riva, D., Resnik, M., Lafortuna, C. L., & Sartorio, A. (2005b). Postural instability of extremely obese individuals improves after a body weight reduction program entailing specific balance training. *Journal of Endocrinological Investigation*, 28(1), 2–7.
- Maffiuletti, N. A., Jubeau, M., Agosti, F., Col, A., & Sartorio, A. (2008). Quadriceps muscle function characteristics in severely obese and nonobese adolescents. *European Journal of Applied Physiology*, 103(4), 481–484.
- Maffiuletti, N. A., Jubeau, M., Munzinger, U., Bizzini, M., Agosti, F., De Col, A., ... Sartorio, A. (2007). Differences in quadriceps muscle strength and fatigue between lean and obese subjects. *Eur J Appl Physiol*, 101(1), 51–59.
- Mainenti, M. R. M., Rodrigues, É. de C., Oliveira, J. F. de, Ferreira, A. de S., Dias, C. M., & Silva, A. L. dos S. (2011). Adiposity and postural balance control: correlations between bioelectrical impedance and stabilometric signals in elderly Brazilian women. *Clinics*, 66(9), 1513–1518.
- Maki, B. E., Holliday, P. J., & Topper, A. K. (1994). A prospective study of postural balance and risk of falling in an ambulatory and independent elderly population. *Journals of Gerontology*, 49(2).
- Maki, B. E., & McIlroy, W. E. (1996). Postural control in the older adult. *Clinics in Geriatric Medicine*, 12(4), 635-658.
- Maktouf, W., Durand, S., Boyas, S., Pouliquen, C., & Beaune, B. (2018). Combined effects of aging and obesity on postural control, muscle activity and maximal voluntary force of muscles mobilizing ankle joint. *Journal of Biomechanics*, 79, 198-206.
- Mangione, K. K., McCully, K., Gloviak, A., Lefebvre, I., Hofmann, M., & Craik, R. (1999). The effects of high-intensity and low-intensity cycle ergometry in older adults with knee osteoarthritis. *Journal of Gerontology: série A Biological Sciences and Medical Sciences*, 54(4), M184–M190.
- Mareschal, J., & Genton, L. (2014). Physical activity and health in older persons: Evidence and recommendations. *Nutrition Clinique and Metabolisme*, 28(4), 263–271.
- Marieb, E. N., & Hoehn, K. (2013). Human Anatomy and Physiology 9th. In *Anatomy and Fisiology*.
- Marques, N. R., Laroche, D. P., Hallal, C. Z., Crozara, L. F., Morcelli, M. H., Karuka, A. H., ... Gonçalves, M. (2013). Association between energy cost of walking, muscle activation, and biomechanical parameters in older female fallers and non-fallers. *Clinical Biomechanics*, 28(3), 330–336.
- Massion, J. (1992). Movement, posture and equilibrium: Interaction and coordination. *Progress in Neurobiology*, 38(1), 35-56.
- Massion, J. (1994). Postural control system. *Current Opinion in Neurobiology*, 4(6), 877–887.
- Massion, J. (1998). Postural control systems in developmental perspective. *Neuroscience and Biobehavioral Reviews*, 22(4), 465–472.
- Matrangola, S. L., & Madigan, M. L. (2009). Relative effects of weight loss and strength training on balance recovery. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 41(7), 1488–1493.

- Matrangola, S. L., & Madigan, M. L. (2011). The effects of obesity on balance recovery using an ankle strategy. *Human Movement Science, 30*(3), 584–595.
- Matrangola, S. L., Madigan, M. L., Nussbaum, M. A., Ross, R., & Davy, K. P. (2008). NIH Public Access, *41*(15), 3278–3281.
- Maurer, C., Mergner, T., Bolha, B., & Hlavacka, F. (2001). Human balance control during cutaneous stimulation of the plantar soles. *Neuroscience Letters, 302*(1), 45–48.
- Maurer, C., Mergner, T., & Peterka, R. J. (2006). Multisensory control of human upright stance. *Experimental Brain Research, 171*(2), 231–250.
- Maurer, C., & Peterka, R. J. (2005). A new interpretation of spontaneous sway measures based on a simple model of human postural control. *Journal of Neurophysiology, 93*(1), 189–200.
- McGraw, B., McClenaghan, B. A., Williams, H. G., Dickerson, J., & Ward, D. S. (2000). Gait & postural stability in obese and nonobese prepubertal boys. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation, 81*(4), 484–489.
- McLeod, M., Breen, L., Hamilton, D. L., & Philp, A. (2016). Live strong and prosper: the importance of skeletal muscle strength for healthy ageing. *Biogerontology, 17*(3), 497–510.
- Melzer, I., Benjuya, N., & Kaplanski, J. (2004). Postural stability in the elderly: A comparison between fallers and non-fallers. *Age and Ageing, 33*(6), 602–607.
- Melzer, I., & Oddsson, L. I. E. (2016). Altered characteristics of balance control in obese older adults. *Obesity Research and Clinical Practice, 10*(2), 151–158.
- Melzer, I., Benjuya, N., Kaplanski, I. (2001). Age-Related Changes of Postural Control : Effect of Cognitive Tasks, *Gerontology, 47*(4), 189–194.
- Menant, J. C., St George, R. J., Fitzpatrick, R. C., & Lord, S. R. (2010). Impaired depth perception and restricted pitch head movement increase obstacle contacts when dual-tasking in older people. *Journals of Gerontology - Series A Biological Sciences and Medical Sciences, 65*(7), 751–757.
- Menegoni, F., Galli, M., Tacchini, E., Vismara, L., Caviglioli, M., & Capodaglio, P. (2009). Gender-specific effect of obesity on balance. *Obesity, 17*(10), 1951–6.
- Mercier, S., Breuillé, D., Mosoni, L., Obled, C., & Patureau Mirand, P. (2002). Chronic inflammation alters protein metabolism in several organs of adult rats. *The Journal of Nutrition, 132*(7), 1921–1928.
- Messier, S. P., Loeser, R. F., Miller, G. D., Morgan, T. M., Rejeski, W. J., Sevick, M. A., ... Williamson, J. D. (2004). Exercise and Dietary Weight Loss in Overweight and Obese Older Adults with Knee Osteoarthritis: The Arthritis, Diet, and Activity Promotion Trial. *Arthritis and Rheumatism, 50*(5), 1501–1510.
- Measure, S., Crèmeux, J., & Amblard, B. (1995). Les stratégies et performances posturales sensori-motrices : effet de l'entraînement. *Annales de Kinésithérapie, 4*, 151–163.
- Meyer, P. F., & Oddsson, L. I. E. (2003). Alternating-pulse iontophoresis for targeted cutaneous anesthesia. *Journal of Neuroscience Methods, 125*, 209–214.
- Mian, O. S., Thom, J. M., Ardigo, L. P., Narici, M. V., & Minetti, A. E. (2006). Metabolic cost , mechanical work , and efficiency during walking in young and older men. *Acta Physiologica, 186*, 127–139.
- Mignardot, J.-B. (2011). *Obésité et troubles du contrôle postural, rôles de certaines contraintes morphologiques et sensori-motrices*. Université de Grenoble.
- Mignardot, J. B., Olivier, I., Promayon, E., & Nougier, V. (2010). Obesity impact on the attentional cost for controlling posture. *PLoS ONE, 5*(12), 1–6.
- Miszko, T. a, Cress, M. E., Slade, J. M., Covey, C. J., Agrawal, S. K., & Doerr, C. E. (2003). Effect of strength and power training on physical function in community-dwelling older adults. *The Journals of Gerontology. Series A, Biological Sciences and Medical Sciences, 58*(2), 171–175.
- Mitchell, R. J., Lord, S. R., Harvey, L. A., & Close, J. C. T. (2014). Associations between obesity and overweight and fall risk, health status and quality of life in older people. *Australian and New Zealand Journal of Public Health, 38*(1), 13–18.
- Miu, D., Edin, F., Szeto, S., & Mak, Y. (2008). A randomised controlled trial on the effect of exercise on physical, cognitive and affective function in dementia subjects. *Asian J Gerontol Geriatr Asian Journal of Gerontology & Geriatrics, 3*(3), 8–16.

- Monteiro, M. A., Gabriel, R. C., Sousa, M. F., Castro, M. N. E., & Moreira, M. H. (2010). Temporal parameters of the foot roll-over during walking: Influence of obesity and sarcopenic obesity on postmenopausal women. *Maturitas*, 67(2), 178-185.
- Morasso, P. G., Baratto, L., Capra, R., & Spada, G. (1999). Internal models in the control of posture. *Neural Networks*, 12(7-8), 1173-1180.
- Morris, C. E., Chander, H., Garner, J. C., Debusk, H., Owens, S. G., Valliant, M. W., & Loftin, M. (2017). Evaluating Human Balance Following an Exercise Intervention in Previously Sedentary , Overweight Adults. *Functional Morphology and Kinesiology*, 2, 19-29.
- Morse, C. I., Thom, J. M., Davis, M. G., Fox, K. R., Birch, K. M., & Narici, M. V. (2004). Reduced plantarflexor specific torque in the elderly is associated with a lower activation capacity. *European Journal of Applied Physiology*, 92(1-2), 219-226.
- Muir, S. W., Beauchet, O., Annweiler, C., Speechley, M., & Montero Odasso, M. (2012). Association of executive function impairment, history of falls and physical performance: A population-based study in eastern France. *Journal of the American Geriatrics Society*, 60(8), S217-S225.
- Murray, M. P., Guten, G. N., Sepic, S. B., Gardner, G. M., & Baldwin, J. M. (1978). Function of the triceps surae during gait. Compensatory mechanisms for unilateral loss. *Journal of Bone and Joint Surgery - Series A*, 60(4), 473-476.
- Nagai, K., Yamada, M., Mori, S., Tanaka, B., Uemura, K., Aoyama, T., ... Tsuboyama, T. (2013). Effect of the muscle coactivation during quiet standing on dynamic postural control in older adults. *Archives of Gerontology and Geriatrics*, 56(1), 129-133.
- Nagai, K., Yamada, M., Uemura, K., Yamada, Y., Ichihashi, N., & Tsuboyama, T. (2011). Differences in muscle coactivation during postural control between healthy older and young adults. *Archives of Gerontology and Geriatrics*, 53(3), 338-343.
- Nagano, H., Begg, R. K., Sparrow, W. A., & Taylor, S. (2011). Ageing and limb dominance effects on foot-ground clearance during treadmill and overground walking. *Clinical Biomechanics*, 26(9), 962-968.
- Nantel, J., Mathieu, M. E., & Prince, F. (2011). Physical activity and obesity: Biomechanical and physiological key concepts. *Journal of Obesity*.
- Narici, M. V., Maganaris, C. N., & Reeves, N. D. (2005). Myotendinous alterations and effects of resistive loading in old age. *Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports*, 15(6), 392-401.
- Nashner, L. M., & McCollum, G. (1985). The organization of human postural movements: A formal basis and experimental synthesis. *Behavioral and Brain Sciences*, 8(1), 135-150.
- Netter, F. H. *Atlas of Human Anatomy, Professional Edition. Elsevier Health Sciences*, 2011.
- Netter, F. H. *Atlas of Human Anatomy. Elsevier Health Sciences*, 2014.
- Nevitt, M. C., & Cummings, S. R. (1993). Type of fall and risk of hip and wrist fractures: the study of osteoporotic fractures. The Study of Osteoporotic Fractures Research Group. *Journal of the American Geriatrics Society*, 41(11), 1226-1234.
- Newman, A. B., Kupelian, V., Visser, M., Simonsick, E., Goodpaster, B., Nevitt, M., ... Harris, T. B. (2003). Sarcopenia: Alternative Definitions and Associations with Lower Extremity Function. *Journal of the American Geriatrics Society*, 51(11), 1602-1609.
- Okada, S., Hirakawa, K., Takada, Y., & Kinoshita, H. (2001). Relationship between fear of falling and balancing ability during abrupt deceleration in aged women having similar habitual physical activities. *European Journal of Applied Physiology*, 85(6), 501-506.
- Okely, A. D., Booth, M. L., & Chey, T. (2004). Relationships between body composition and fundamental movement skills among children and adolescents. *Research Quarterly for Exercise and Sport*, 75(3), 238-247.
- Onambélé, G. L., Maganaris, C. N., Mian, O. S., Tam, E., Rejc, E., McEwan, I. M., & Narici, M. V. (2008). Neuromuscular and balance responses to flywheel inertial versus weight training in older persons. *Journal of Biomechanics*, 41(15), 3133-3138.
- Orr, R., De Vos, N. J., Singh, N. A., Ross, D. A., Stavrinou, T. M., & Fiatarone-Singh, M. A. (2006). Power training improves balance in healthy older adults. *Journals of Gerontology - Series A Biological Sciences and Medical Sciences*, 61(1), 78-85.

- Paillard, J. (1976). Tonus, postures et mouvements. In *Physiologie* (3ème Editi, Vol. tome 3, pp. 521–728). Paris.
- Paillard, J. (1982). Apraxia and the neurophysiology of motor control. *Philosophical Transactions of the Royal Society of London. Series B, Biological Sciences*, 298(1089), 111–134.
- Pajala, S., Era, P., Koskenvuo, M., Kaprio, J., Törmäkangas, T., & Rantanen, T. (2008). Force platform balance measures as predictors of indoor and outdoor falls in community-dwelling women aged 63-76 years. *Journals of Gerontology - Series A Biological Sciences and Medical Sciences*, 63(2), 171–178.
- Pajoutan, M., Ghesmaty Sangachin, M., & Cavuoto, L. A. (2017). Central and peripheral fatigue development in the shoulder muscle with obesity during an isometric endurance task. *BMC Musculoskeletal Disorders*, 18(1), 314–321.
- Pajoutan, M., Mehta, R. K., & Cavuoto, L. A. (2016). The effect of obesity on central activation failure during ankle fatigue: a pilot investigation. *Fatigue: Biomedicine, Health & Behavior*, 4(2), 115–126.
- Paolillo, F. R., Milan, J. C., Bueno, P. D. G., Paolillo, A. R., Borghi-Silva, A., Parizotto, N. A., ... Bagnato, V. S. (2012). Effects of excess body mass on strength and fatigability of quadriceps in postmenopausal women. *Menopause*, 19(5), 556–561.
- Paróczai, R., Bejek, Z., & Illyés, Á. (2006). Gait parameters of healthy, elderly people. *Physical Education and Sport*, 4(1), 49–58.
- Pélissier, J., Pérennou, D., & Laassel, E. (1997). Analyse instrumentale de la marche de l'hémiplégique adulte: revue de la littérature. *Annales de Réadaptation et de Médecine Physique*, 40(5), 297–313.
- Penzer, F., Duchateau, J., & Baudry, S. (2015). Effects of short-term training combining strength and balance exercises on maximal strength and upright standing steadiness in elderly adults. *Experimental Gerontology*, 61, 38–46.
- Pereira, C., Silva, R. A. D., de Oliveira, M. R., Souza, R. D. N., Borges, R. J., & Vieira, E. R. (2017). Effect of body mass index and fat mass on balance force platform measurements during a one-legged stance in older adults. *Aging Clinical and Experimental Research*, 30(5), 441–447.
- Pereira, M. P., & Gonçalves, M. (2011). Muscular coactivation (CA) around the knee reduces power production in elderly women. *Archives of Gerontology and Geriatrics*, 52, 317–321.
- Pérennou, D. (2012). Physiologie et physiopathologie du contrôle postural. *Lettre de Medecine Physique et de Réadaptation*, 28(3), 120–132.
- Peterka, R. J. (2000). Postural control model interpretation of stabilogram diffusion analysis. *Biological Cybernetics*, 82(4), 335–343.
- Pette, D., & Vrbova, G. (1985). Neural control of phenotypic expression in mammalian muscle fibers. *Muscle & Nerve*, 8(8), 676–689.
- Peyrot, N., Thivel, D., Isacco, L., Morin, J.-B., Duche, P., & Belli, A. (2009). Do mechanical gait parameters explain the higher metabolic cost of walking in obese adolescents? *Journal of Applied Physiology*, 106(6), 1763–1770.
- Pierrot-Deseilligny, E., Pradat-Diehl, P., & Robain, G. (1993). Physiopathologie de la spasticité. *Annales de Réadaptation et de Médecine Physique*, 36 (5), 309–389.
- Ponzetto, M., Maero, B., Miana, P., D'Agostino, E., Scarafiotti, C., Speme, S., ... Fabris, F. (2002). Gait in the elderly. *Archives of Gerontology and Geriatrics Supplement*, 91(5), 134–135.
- Porter, M., Vandervoort, A., & Lexell, J. (1995). Aging of human muscle : structure , function and adaptability. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, 5(3), 1269–142.
- Poutier, A., Ung, C., Delhumeau, S., & Hamidi, Y. (2017). L'obésité, une problématique de santé publique. *Actualités Pharmaceutiques*, 56(566), 20–24.
- Power, G. A., Dalton, B. H., & Rice, C. L. (2013). Human neuromuscular structure and function in old age: A brief review. *Journal of Sport and Health Science*, 2(4), 215–226.
- Prakriti, P., & Thurmon, E. L. (2009). Effects of quadriceps fatigue on the biomechanics of gait and slip propensity. *Gait & Posture*, 28(4), 568–573.
- Prince, F., Corriveau, H., Hébert, R., & Winter, D. A. (1997). Gait in the elderly. *Gait & Posture*, 5, 128–135.
- Proske, U., & Gandevia, S. C. (2012). The Proprioceptive Senses: Their Roles in Signaling Body Shape, Body

- Position and Movement, and Muscle Force. *Physiological Reviews*, 92(4), 1651-1697.
- Puisieux, F. (2002). Troubles de la marche et de l'équilibre. Chutes chez le sujet âgé. *Revue Praticien*, 52, 1695-1702.
- Raj, I. S., Bird, S. R., & Shield, A. J. (2010). Aging and the force-velocity relationship of muscles. *Experimental Gerontology*, 45(2), 81-90.
- Rantanen, T., Era, P., & Heikkinen, E. (1997). Physical activity and the changes in maximal isometric strength in men and women from the age of 75 to 80 years. *Journal of the American Geriatrics Society*, 45(12), 1439-1445.
- Reichhart, K., Evesque, M., Cavana, M. M. C., Muszynski, P., Leclercq, M.-M., Winisdoerffer, N., & Sonntag, M. (2016). How to promote physical activity maintenance after an exercise-training program in cancer patients? *Annals of Physical and Rehabilitation Medicine*, 59, e55-e62.
- Rice, C. L., Cunningham, D. A., Paterson, D. H., & Lefcoe, M. S. (1989). Arm and leg composition determined by computed tomography in young and elderly men. *Clinical Physiology*, 9(3), 207-220.
- Riemann, B. L., & Lephart, S. M. (2002). The sensorimotor system, part I: The physiologic basis of functional joint stability. *Journal of Athletic Training*, 37(1), 71-79.
- Rikli, R. E., & Jones, C. J. (1999a). Development and validation of a functional fitness test for community-residing older adults. *Journal of Aging and Physical Activity*, 6, 127-159.
- Rikli, R. E., & Jones, C. J. (1999b). Functional fitness normative scores for community-residing older adults, ages 60-94. *Journal of Aging and Physical Activity*, 7, 162-181.
- Rodacki, A. L. F., Fowler, N. E., Provensi, C. L. G., Rodacki, C. D. L. N., & Dezan, V. H. (2005). Body mass as a factor in stature change. *Clinical Biomechanics*, 20(8), 799-805.
- Rogers, H. L., Cromwell, R. L., & Grady, J. L. (2008). Adaptive changes in gait of older and younger adults as responses to challenges to dynamic balance. *Journal of Aging and Physical Activity*, 16(1), 85-96.
- Roll, R., Kavounoudias, A., & Roll, J. P. (2002). Cutaneous afferents from human plantar sole contribute to body posture awareness. *NeuroReport*, 13(15), 1957-1961.
- Rolland, Y., Lauwers-Cances, V., Pahor, M., Fillaux, J., Grandjean, H., & Vellas, B. (2004). Muscle strength in obese elderly women: Effect of recreational physical activity in a cross-sectional study. *American Journal of Clinical Nutrition*, 79(4), 552-557.
- Rolland, Y., & Vellas, B. (2009). La sarcopénie. *La Revue de Médecine Interne*, 30(2), 150-160.
- Rossi-Izquierdo, M., Santos-Pérez, S., Faraldo-García, A., Vaamonde-Sánchez-Andrade, I., Gayoso-Diz, P., Del-Río-Valeiras, M., ... Soto-Varela, A. (2015). Impact of obesity in elderly patients with postural instability. *Aging Clinical and Experimental Research*, 28(3), 423-428.
- Rouis, A. (2016). *Évaluation de l'équilibre postural par capteurs embarqués : application au yoga*. Université de Toulon.
- Rowe, J., & Kahn, R. (2000). Successful aging and disease prevention. *Advances in Renal Replacement Therapy*, 7(1), 70-77.
- Sakka, L., & Vitte, E. (2004). Anatomie et physiologie du système vestibulaire: Revue de la littérature. *Morphologie*, 88(282), 117-126.
- Scaglioni, G., Ferri, A., Minetti, A. E., Martin, A., Van Hoecke, J., Capodaglio, P., ... Narici, M. V. (2002). Plantar flexor activation capacity and H reflex in older adults: adaptations to strength training. *Journal of Applied Physiology*, 92(6), 2292-2302.
- Scaglioni, G., Narici, M., Maffiuletti, A., Pensini, M., & Martin, A. (2003). Effect of ageing on the electrical and mechanical properties of human soleus motor units activated by the H reflex and Mwave. *Journal of Physiology*, 548(2), 649-661.
- Schmitz, A., Silder, A., Heiderscheid, B., Mahoney, J., & Thelen, D. G. (2009). Differences in lower-extremity muscular activation during walking between healthy older and young adults. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 19(6), 1085-1091.
- Schrack, J. A., Simonsick, E. M., & Ferrucci, L. (2010). The energetic pathway to mobility loss: An emerging new framework for longitudinal studies on aging. *Journal of the American Geriatrics Society*, 58(2), S329-S336.

- Sekir, U., & Gür, H. (2005). A multi-station proprioceptive exercise program in patients with bilateral knee osteoarthritis : functional capacity, pain and sensoriomotor function. A randomized controlled trial, 590–603.
- Servant-Laval, A. (2007). *Anatomie fonctionnelle*. Université Pierre et Marie Curie.
- Sherwood, L. *Physiologie humaine: A Human Perspective*. De boeck, 2006.
- Shubert, T. E. (2011). Evidence-based exercise prescription for balance and falls prevention: A current review of the literature. *Journal of Geriatric Physical Therapy*, 34(3), 100-108.
- Silver, K. H. c., Macko, R. F., Forrester, L. W., Goldberg, A. P., & Smith, G. V. (2000). Effects of Aerobic Treadmill Training on Gait Velocity, Cadence, and Gait Symmetry in Chronic Hemiparetic Stroke: A Preliminary Report. *Neurorehabilitation and Neural Repair*, 14(1), 65–71.
- Simon Bouisset & Bernard Maton. (1999). *Muscles, posture et mouvement*. (Hermann, Ed.). Orsay, France.
- Simoneau, E., Martin, A., Porter, M. M., Van Hoecke, J., Orr, R., De Vos, N. J., ... Narici, M. V. (2006). Static balance improvement in elderly after dorsiflexors electrostimulation training. *Journals of Gerontology - Series A Biological Sciences and Medical Sciences*, 61(1), 69–78.
- Simoneau, M., Bégin, F., & Teasdale, N. (2006). The effects of moderate fatigue on dynamic balance control and attentional demands. *Journal of Neuroengineering and Rehabilitation*, 3(22), 1-9.
- Simoneau, M., & Teasdale, N. (2015). Balance control impairment in obese individuals is caused by larger balance motor commands variability. *Gait & Posture*, 41(1), 203–208.
- Slobounov, S. M., Slobounova, E. S., & Newell, K. M. (1997). Virtual time-to-collision and human postural control. *Journal of Motor Behavior*, 29(3), 263-281.
- Son, S. M. (2016). Influence of Obesity on Postural Stability in Young Adults. *Osong Public Health and Research Perspectives*, 7(6), 378–381.
- Spirduso, W., Francis, K., & MacRae, P. G. (2005). Pshysical Dimensions of Aging-2nd Edition. *Human Kinetics*.
- Stevens, J. E., Stackhouse, S. K., Binder-Macleod, S. A., & Snyder-Mackler, L. (2003). Are voluntary muscle activation deficits in older adults meaningful? *Muscle and Nerve*, 27(1), 99–101.
- Strawbridge, W. J., Wallhagen, M. I., & Cohen, R. D. (2002). Rowe and Kahn Successful Aging Measure. *The Gerontologist*, 42(6), 727–733.
- Sun, F., Wang, L. J., & Wang, L. (2015). Effects of weight management program on postural stability and neuromuscular function among obese children: Study protocol for a randomized controlled trial. *Trials*, 16,143-151.
- Sutherland, D. H. (2001). The evolution of clinical gait analysis part I: kinesiological EMG. *Gait & Posture*, 14(1), 61–70.
- Sutherland, D. H. (2002). The evolution of clinical gait analysis. Part II kinematics. *Gait & Posture*, 16(2), 159–79.
- Suzuki, T. (2013). [Fall risk and fracture. Fall risk assessment]. *Clinical Calcium*, 23(5).
- Teasdale, N., Hue, O., Marcotte, J., Berrigan, F., Simoneau, M., Dore, J., ... Tremblay, A. (2007). Reducing weight increases postural stability in obese and morbid obese men. *International Journal of Obesity*, 31(1), 153–160.
- Thelen, D. G., Schultz, A. B., Alexander, N. B., & Ashton-Miller, J. A. (1996). Effects of age on rapid ankle torque development. *Journals of Gerontology - Series A Biological Sciences and Medical Sciences*, 51(5), M226-M232.
- Théveniau, N. (2016). *Etude et analyse de la période d ' acquisition de la marche chez l ' enfant . Apports des neurosciences cognitives et comportementales*. Université de Grenoble.
- Thompson, L. V. (2002). Skeletal Muscle Adaptations with Age, Inactivity, and Therapeutic Exercise. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 32(2), 44-57.
- Tinetti, M. E. (1986). Performance-Oriented Assessment of Mobility Problems in Elderly Patients. *Journal of the American Geriatrics Society*, 34(2), 119–126.
- Toda, H., Nagano, A., & Luo, Z. (2015). Age and gender differences in the control of vertical ground reaction

- force by the hip, knee and ankle joints, *27*(6), 1833–1838.
- Tomlinson, D. J., Erskine, R. M., Morse, C. I., Winwood, K., & Onambélé-Pearson, G. (2016). The impact of obesity on skeletal muscle strength and structure through adolescence to old age. *Biogerontology*, *17*(3), 467–483.
- Tomlinson, D. J., Erskine, R. M., Morse, C. I., Winwood, K., & Onambélé-Pearson, G. L. (2014). Combined effects of body composition and ageing on joint torque, muscle activation and co-contraction in sedentary women. *Age*, *36*(3), 9652.
- Tzankoff, S., & Norris, A. (1977). Effect of muscle mass decrease on age related BMR changes. *Journal of Applied Physiology*, *43*, 1001–1006.
- Vandervoort, A. (2002). Aging of the human neuromuscular system. *Muscle and Nerve*, *25*(1), 17–25.
- Vandervoort, A., & McComas, A. (1986). Contractile changes in opposing muscles of the human ankle joint with aging. *Journal of Applied Physiology*, *61*(1), 361–367.
- Vanputte, cinnamon L. (2013). *Anatomy & Physiology*.
- Vellas, B., Gillette-Guyonnet, S., Nourhashemi, F., Rolland, Y., Lauque, S., Ousset, P. J., ... Albaredo, J. L. (2000). Falls, frailty and osteoporosis in the elderly: a public health problem. *La Revue de Medecine Interne*, *21*(7), 608–613.
- Venturelli, M., Scarsini, R., & Schena, F. (2011). Six-month walking program changes cognitive and ADL performance in patients with Alzheimer. *American Journal of Alzheimer's Disease and Other Dementias*, *26*(5), 381–388.
- Villareal, D. T., Apovian, C. M., Kushner, R. F., & Klein, S. (2005). Obesity in older adults: Technical review and position statement of the American Society for Nutrition and NAASO, The Obesity Society. *American Journal of Clinical Nutrition*, *82*(5), 923–934.
- Walrand, S., Guillet, C., Salles, J., Cano, N., & Boirie, Y. (2011). Physiopathological mechanism of sarcopenia. *Clinics in Geriatric Medicine*, *27*(3), 365–385.
- Wearing, S. C., Hennig, E. M., Byrne, N. M., Steele, J. R., & Hills, A. P. (2006). The biomechanics of restricted movement in adult obesity. *Obesity Reviews*, *7*(1), 13–24.
- Whittle, M. W. (1996). Clinical gait analysis: A review. *Human Movement Science*, *15*(3), 369–387.
- Whittle, M. W. (2007). *An Introduction to Gait Analysis*.
- Winter, D. A. (1995). Human balance and posture control during standing and walking. *Gait & Posture*, *3*(4), 193–214.
- Winter, D. A., Patla, A. E., Frank, J. S., & Walt, S. E. (1990). Biomechanical walking pattern changes in the fit and healthy elderly. *Physical Therapy*, *70*(6), 340–347.
- Woo, J., Ho, S. C., Lau, J., Chan, S. G., & Yuen, Y. K. (1995). Age-Associated gait changes in the elderly: Pathological or physiological? *Neuroepidemiology*, *14*(2), 65–71.
- Wu, G. (1998). Age-related differences in body segmental movement during perturbed stance in humans. *Clinical Biomechanics*, *13*(4–5), 300–307.
- Wu, X., & Madigan, M. L. (2014). Impaired plantar sensitivity among the obese is associated with increased postural sway. *Neuroscience Letters*, *583*, 49–54.
- Zanone, P. G., & Kelso, J. A. S. (1992). Evolution of Behavioral Attractors With Learning: Nonequilibrium Phase Transitions. *Journal of Experimental Psychology: Human Perception and Performance*, *18*(2), 403–421.
- Ziden, L., Haggblom-Kronlof, G., Gustafsson, S., Lundin-Olsson, L., Dahlin-Ivanoff, S., Yun, E. S., ... Aaron, D. H. (2013). Exercise for improving balance in older people. *Osteoporosis International*, *54*(6), 991–1001.
- Zoico, E., Di Francesco, V., Guralnik, J. M., Mazzali, G., Bortolani, A., Guariento, S., ... Zamboni, M. (2004). Physical disability and muscular strength in relation to obesity and different body composition indexes in a sample of healthy elderly women. *International Journal of Obesity*, *28*, 234–241.

Titre : Caractérisation des troubles de l'équilibre et effets d'un programme d'activités physiques adaptées chez les personnes âgées obèses

Mots clés : obésité, vieillissement, équilibre, marche, capacités neuromusculaires, activités physiques adaptées

Résumé : L'obésité et le vieillissement affectent, indépendamment, les capacités d'équilibration et à la marche des individus, altérations associées à une plus grande difficulté à réaliser les activités de la vie quotidienne. Nous pouvons alors nous interroger sur les effets combinés du vieillissement et de l'obésité sur ces capacités. Dans ce travail de thèse, nous avons, tout d'abord, révélé que l'obésité constitue une contrainte additionnelle aux dégradations des capacités d'équilibration et à la marche liées au vieillissement. Cela favorise l'augmentation des limitations fonctionnelles chez une population âgée obèse.

Puis, nous avons démontré qu'un programme d'activités physiques adaptées basé sur des exercices d'équilibre, de renforcement musculaire et de motricité était une modalité de prise en charge efficace chez les personnes âgées obèses afin d'améliorer les capacités neuromusculaires au niveau des membres inférieurs, et par conséquent, leurs capacités d'équilibration et à la marche.

Title: Characterization of balance disorders and effects of an adapted physical activity program in obese elderly people

Keywords: obesity, aging, balance, gait, neuromuscular capacities, adapted physical activities

Abstract: It is well established that obesity and aging, separately, impair individuals' balance and walking abilities. These alterations are associated with a greater difficulty in performing daily life activities. However, the magnitude of the effects of the combination of aging and obesity on functional abilities, as observed in obese elderly, requires further investigations. Through this thesis work, we, first, showed that obesity presents an additional constraint to age throughout the process of stabilization and walking in elderly. This aggravates the functional limitations of the obese elderly in daily life activities.

Then, we demonstrated that an adapted physical activity program based on balance, muscular reinforcement and mobility exercises in obese elderly improves their lower limb neuromuscular capacities and consequently optimizes balance and walking abilities.