



HAL
open science

Prévention de la chute chez la personne âgée : de la détection du risque à la réhabilitation par électrostimulation

Antoine Langeard

► **To cite this version:**

Antoine Langeard. Prévention de la chute chez la personne âgée : de la détection du risque à la réhabilitation par électrostimulation. Education. Normandie Université, 2017. Français. NNT : 2017NORMC210 . tel-01542344

HAL Id: tel-01542344

<https://theses.hal.science/tel-01542344>

Submitted on 19 Jun 2017

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.



Normandie Université

THESE

Pour obtenir le diplôme de doctorat

Spécialité SCIENCES ET TECHNOLOGIES DES ACTIVITES PHYSIQUES

Préparée au sein de l'Université de Caen Normandie

**Prévention de la chute chez la personne âgée :
De la détection du risque à la réhabilitation par électrostimulation**

**Présentée et soutenue par
Antoine LANGEARD**

**Thèse soutenue publiquement le 16 janvier 2017
devant le jury composé de**

M. Louis Bherer	Professeur – Université de Montréal	Rapporteur
M. Romuald Lepers	Professeur des Universités – Université de Bourgogne	Rapporteur
M. Gilles Allali	Directeur de recherche - Hôpital Universitaire de Genève	Examineur
Mme. Nathalie Chastan	Maître de conférences HDR – Université de Rouen	Co-directrice de thèse
M. Antoine Gauthier	Professeur des Universités – Université de Caen	Directeur de thèse

Thèse dirigée par Antoine Gauthier et Nathalie Chastan, laboratoire COMETE U1075



A Docteur Jibé,

Remerciements

J'adresse mes plus sincères remerciements à Antoine Gauthier, pour avoir accepté de m'encadrer durant ces trois années de thèse, pour son soutien et sa bienveillance. Ce fut un plaisir de travailler avec toi et même avec cette charge énorme de travail que te demandent tes nouvelles fonctions, tu as toujours su te rendre disponible pour tes doctorants.

Merci également à Nathalie Chastan qui a accepté de codiriger ce travail et qui m'a permis de maîtriser les différentes techniques d'analyse du mouvement et de les intégrer aux différentes études présentées ici. Nos échanges furent très enrichissants sur le plan scientifique et personnel et je t'en suis très reconnaissant.

Je souhaite remercier sincèrement Romuald Lepers et Louis Bherer qui ont accepté de consacrer du temps afin d'évaluer cette thèse. Merci également à Gilles Allali pour avoir bien voulu être membre de ce jury de thèse.

Merci également à Damien Davenne, directeur du laboratoire COMETE, pour m'avoir permis de réaliser ce travail dans un environnement propice aux échanges et au travail, et pour m'avoir permis de communiquer mes résultats dans des revues ou congrès internationaux.

J'adresse également ma reconnaissance à Chantal Chavoix qui m'a accompagné dans le développement de mon projet professionnel durant ces cinq dernières années.

Merci à tous les participants des différents protocoles présentés ici sans qui rien ne serait possible et surtout à Mme Gauthier pour sa relecture intensive de ce travail.

Merci aussi à Mad pour sa relecture, ses commentaires et son affection. On a encore plein de folles aventures à vivre ensemble !

Et évidemment, Kristell et Lucile, les deux piliers de ce travail, à qui je dédie à chacune une moitié de cette thèse. Elles ont su au cours de ces trois ans être toujours disponibles, et m'aider dans mes réflexions, m'accompagner et me soutenir dans tous les aspects de ma vie de doctorant.

Kristell, tu m'as tout appris ! Tu m'as tant apporté, autant professionnellement que personnellement ! Je te dois tout ! J'espère avoir le plaisir de pouvoir travailler de nouveau à tes côtés l'an prochain, et j'espère aussi que tu vas pouvoir me faire découvrir encore plus de restaurants, bars et salles de concerts de Montréal.

Lucile, sans toi, pratiquement rien de ce qui a été fait dans ces trois années de thèse n'aurait été possible. Je te suis infiniment reconnaissant pour l'implication avec laquelle tu as participé aux protocoles présentés ici. Tu as su rendre les journées de travail joyeuses (et les journées sans travail aussi), et ça sera très difficile de faire sans toi à l'avenir !

Un grand merci également à mes amis qui permettent de rendre depuis une quinzaine d'années chaque épreuve beaucoup plus simple à traverser. Ainsi que ma famille qui m'a soutenu dans mes choix et dans mes finances et m'a permis d'atteindre mes objectifs.

Je remercie les membres du labo COMETE, particulièrement Daniel, Annick et Gwenaëlle. Mais aussi tous les doctorants, anciens et nouveaux, qui pour beaucoup sont devenus des amis proches. Merci aussi aux membres de l'UFR STAPS avec qui j'ai pu travailler durant ces trois dernières années : Nicolas Bessot pour son humour et son talent en statistique, et Gaëlle Quarck pour son soutien, sa disponibilité et ses goûts musicaux.

Merci aux membres de l'IUT Génie Biologie, en particulier à Sophie Delahaie qui m'a accepté dans son équipe pour une mission d'enseignement et qui a stimulé depuis très jeune mon intérêt pour la science.

Et enfin, Clémentine, merci pour ces dernières relectures, tu m'auras soutenu tous les jours, du tout début jusqu'aux toutes dernières minutes de cette thèse (je sais, je mets trop de virgules). Merci mille fois de me laisser continuer et de m'accompagner dans la suite de cette aventure. Je me sens extrêmement chanceux de pouvoir vivre tout cela avec toi !

Avant-propos

Ce travail de thèse a été réalisé au sein du laboratoire COMETE, INSERM U1075 dans le cadre d'une allocation de recherche allouée par le Ministère de l'Enseignement Supérieur et de la Recherche.

Ce travail a fait l'objet des publications et communications listées ci-dessous :

Publications scientifiques

A. LANGEARD., K. POTHIER., R. MORELLO., V. LELONG-BOULOUARD., P. LESCURE., M.-L. BOCCA., C. MARCELLI., P. DESCATOIRE. & C. CHAVOIX. 2016. Polypharmacy Cutoff for Gait and Cognitive Impairments *Pharmaceutical Medicine and Outcomes Research* 7: 296.

A. LANGEARD., L. BIGOT., N. CHASTAN & A. GAUTHIER. Does neuromuscular electrical stimulation training of the lower limb have functional effects on the elderly ? : A Systematic Review *Experimental Gerontology* (accepté sous réserve de modifications mineures)

A. LANGEARD., K. POTHIER., N. CHASTAN., C. MARCELLI., C. CHAVOIX & N. BESSOT
Is Fall-Related Fracture in Older Adults Linked to Gait and to Postural Stability Under Challenging Conditions? (en révision)

Communications orales

A. LANGEARD - Séminaire de laboratoire : PERFORM Center / Concordia University – Montréal 2016

A. LANGEARD., K. POTHIER., R. MORELLO., V. LELONG-BOULOUARD., P. LESCURE., M.-L. BOCCA., C. MARCELLI., P. DESCATOIRE. & C. CHAVOIX. Polypharmacy cut-off for gait and cognitive impairments. *Société Française de Pharmacologie et de Thérapeutique* - Caen 2015

Communications affichées

A. LANGEARD., L. BIGOT., G. LOGGIA & A. GAUTHIER. Entraînement par électrostimulation des muscles mobilisateurs de la cheville de personnes âgées. *Congrès francophone fragilité du sujet âgé*- PARIS 2017

A. LANGEARD., K. POTHIER., N. CHASTAN., C. MARCELLI., C. CHAVOIX & N. BESSOT
Is Fall-Related Fracture in Older Adults Linked to Gait and to Postural Stability Under Challenging Conditions? *4e du Congrès de l'Acfas - Colloque 110 - Mobilité et vieillissement cognitif : la marche comme outil diagnostique, les interventions comme piste d'amélioration de la santé cognitive* – Montréal 2016

A. LANGEARD., K. POTHIER., G.A. GRAINDORGE., C. MARCELLI, C. CHAVOIX C
Daily life activities in the elderly population: effects on gait, cognition and falls. *International Society for Posture & Gait Research* - Séville 2015

A. LANGEARD., A. GAUTHIER., N. CHASTAN
Prevention et Réhabilitation de la chute chez la personne âgée
Journées de l'Ecole Doctorale NBISE - Le Havre 2014

M.L. BOCCA., A. LANGEARD., K. POTHIER., P. DESCATOIRE., V. LELONG-BOULOUARD., P. LESCURE., C. MARCELLI & C. CHAVOIX. Deleterious effects of the psychotropic drugs in older fallers. *Société Française de Pharmacologie et de Thérapie* - Caen 2015

Autres activités

ATTACHE TEMPORAIRE D'ENSEIGNEMENT ET DE RECHERCHE (ATER)
Sciences et Techniques des Activités Physiques et Sportives – Université de Caen - 2017

MISSION D'ENSEIGNEMENT - Chargé de travaux dirigés en Physiologie de l'effort. en Anatomie, et en méthodologie de la recherche - Sciences et Techniques des Activités Physiques et Sportives – Université de Caen - 2015 – 2016

MISSION D'ENSEIGNEMENT - Chargé de Travaux Pratiques en Physiologie Animale.
IUT Génie Biologique – Université de Caen - 2014 – 2015

Membre de comité d'organisation des Journées de l'Ecole Doctorale NBISE – Caen - 2016

Table des matières

Introduction.....	12
Partie I Détection des causes de la chute.....	18
I.1. Introduction.....	19
I.2. Les Facteurs De Risque De Chute	22
I.2.1. Les facteurs liés à l'environnement.....	22
I.2.1.1. Les facteurs socioéconomiques	22
I.2.1.2. Le lieu et le mode de vie	22
I.2.2. Les facteurs liés à la personne	24
I.2.2.1. Les facteurs démographiques.....	26
I.2.2.2. Les facteurs neuromusculaires	27
I.2.2.3. L'équilibre	32
I.2.2.4. La locomotion	40
I.2.2.5. La cognition.....	43
I.2.2.6. La double tâche	46
I.2.2.7. Les pathologies	48
I.2.3. Les facteurs liés aux comportements.....	51
I.2.3.1. La peur de tomber	51
I.2.3.2. Les médicaments	52
I.2.3.3. La sédentarité	54
I.2.3.4. Le sommeil.....	54
I.2.4. La gravité de la chute : Les Fractures	55
I.2.5. Objectifs de la partie I	57
I.3. Cadre expérimental commun : Protocole Chute-Fracture et Cognition	58
I.3.1. Participants	58
I.3.1.1. Critères d'inclusion	58
I.3.1.2. Critères de non-inclusion.....	58
I.3.1.3. Recrutement.....	59
I.3.1.4. Suivis.....	60
I.3.2. Variables dépendantes.....	60
I.3.2.1. Nombre de médicaments	60
I.3.2.2. Mesure de l'ostéoporose.....	60
I.3.2.3. Mesures cognitives	60
I.3.2.4. Mesures comportementales et fonctionnelles.....	62
I.3.2.5. Mesures de l'équilibre et de la marche	63
I.4. Etude 1 : La polymédication et les troubles de la cognition et de la mobilité	66
I.4.1. Rappel du cadre théorique.....	66
I.4.2. Méthodologie spécifique	68
I.4.2.1. Participants	68
I.4.2.2. Recueil des données	68
I.4.2.3. Analyses statistiques.....	68
I.4.3. Résultats.....	69
I.4.4. Discussion.....	73
I.4.5. Conclusion	75

I.5.	Etude 2 : Est-ce que la fracture est liée à l'équilibre post-obstacle ?	76
I.5.1.	Rappel du cadre théorique	76
I.5.2.	Méthodologie spécifique	77
I.5.2.1.	Participants	77
I.5.2.2.	Evaluation des facteurs de risque de chute et de fracture	77
I.5.2.3.	La marche et l'équilibre postural après le passage d'obstacle	78
I.5.2.4.	Traitement des données	78
I.5.2.5.	Analyses statistiques	78
I.5.3.	Résultats	80
I.5.3.1.	La marche	81
I.5.3.2.	Stabilisation de l'équilibre post-obstacle	82
I.5.4.	Discussion	84
I.5.5.	Conclusion	87
I.6.	Etude 3 : Un profil de marche en double tâche spécifique aux seniors fracturés	88
I.6.1.	Rappel du cadre théorique	88
I.6.2.	Méthodologie spécifique	89
I.6.2.1.	Participants	89
I.6.2.2.	Paramètres physiologiques et cognitifs	89
I.6.2.3.	Méthodologie statistique :	90
I.6.3.	Résultats	90
I.6.4.	Discussion	92
I.6.4.1.	WalkMOT chez les chuteurs	92
I.6.4.2.	Coût de la double tâche et fracture	93
I.6.4.3.	Cognition et fracture	93
I.6.5.	Conclusion	93
Partie II	<i>Nouvelle approche de l'analyse du contrôle postural pendant la marche</i>	95
II.1.	Cadre théorique	96
II.1.1.	Evaluation du contrôle postural au cours de la marche	96
II.2.	Méthodologie	98
II.2.1.	Participants	98
I.1.1.1.	Critères d'inclusion	98
I.1.1.2.	Critères de non-inclusion	98
II.2.2.	Evaluation biomécanique de la marche	98
II.2.3.	Evaluation cinématique de la marche	100
II.2.4.	Méthodologie statistique :	101
II.3.	Résultats	102
II.3.1.	Description de la population	102
II.3.2.	Variables de marche	102
II.3.3.	Comparaison de la variabilité du centre de freinage	103
II.3.4.	Comparaison de la variabilité de la longueur du pas entre les deux techniques	104
II.3.5.	Comparaison de la variabilité de la vitesse de marche entre les deux techniques	105
II.3.6.	Discussion	106
II.4.	Conclusion	107

Partie III Réhabilitation musculaire et prévention de la chute108

III.1. Introduction.....	109
III.2. Cadre théorique	110
III.2.1. Entraînement traditionnel.....	110
III.2.1.1. Définitions :.....	110
III.2.1.2. La qualité de vie	110
III.2.1.3. La chute et la fracture.....	111
III.2.1.4. Les facteurs neuromusculaires	112
III.2.1.5. L'équilibre	112
III.2.1.6. La locomotion	114
III.2.1.7. La cognition.....	115
III.2.1.8. Les cycles veille/sommeil.....	115
III.2.2. Les limites de l'activité physique traditionnelle	116
III.2.3. L'électrostimulation : alternative aux entraînements traditionnels :.....	118
III.2.3.1. Introduction	118
III.2.3.2. Entraînement.....	121
III.2.3.3. Effets de l'entraînement par EMS.....	123
III.2.3.4. Conclusions et implications pour de futures études	125
III.2.4. Résumé et Problématique	128
III.2.5. Objectif	129
III.3. Cadre expérimental : protocole elect'rib	130
III.3.1. Participants.....	130
III.3.1.1. Critères d'inclusion :	130
III.3.1.2. Critères de non inclusion :	130
III.3.1.3. Recrutement.....	131
III.3.2. Visite médicale	131
III.3.3. Pré-tests et Post-tests	132
III.3.3.1. Pré-tests (Visite n°2) :	132
III.3.3.2. Posttests (Visite n°3) :.....	133
III.3.4. Mesure des paramètres	133
III.3.4.1. La qualité de vie	133
III.3.4.2. Evaluation de la composition corporelle	133
III.3.4.3. Evaluation des paramètres neuromusculaires	134
III.3.4.4. Evaluation de l'équilibre	136
III.3.4.5. Evaluation cinématique de la marche	140
III.3.4.6. Enregistrement EMG	141
III.3.4.7. Evaluation de la cognition	142
III.3.4.8. Actimétrie	142
III.3.5. Entraînement.....	144
III.3.6. Statistiques	146
III.4. Résultats.....	147
III.4.1. Les participants.....	147
III.4.2. L'entraînement	147
III.4.3. La qualité de vie.....	148
III.4.4. La cognition	149
III.4.5. La composition corporelle	149
III.4.6. Les paramètres neuromusculaires	150
III.4.7. L'Equilibre	151
III.4.7.1. La posturographie.....	151
III.4.7.2. La verticalité subjective	158

III.4.7.3.	La peur de tomber	158
III.4.8.	La stabilisation de l'équilibre après passage d'obstacle	159
III.4.9.	La marche en simple et double tâche (Walkmot & 2-back)	160
III.4.9.1.	Paramètres spatiotemporels de la marche	160
III.4.9.2.	Paramètres angulaires de la marche	162
III.4.9.3.	L'activité musculaire au cours de la marche	163
III.4.9.4.	Le freinage du centre de masse	164
III.4.9.5.	Les performances de MOT et de 2-Back	166
III.4.10.	L'actimétrie	167
III.5.	Discussion	168
III.5.1.	les paramètres neuromusculaires	168
III.5.2.	L'équilibre	171
III.5.2.1.	La posturographie	171
III.5.2.2.	La verticale subjective	174
III.5.2.3.	La confiance en son équilibre	174
III.5.3.	La marche en simple et double tâche	175
III.5.3.1.	La double tâche	177
III.5.3.2.	Le freinage du centre de masse	177
III.5.4.	L'actimétrie	178
III.5.5.	la qualité de vie	179
III.5.6.	limites et perspectives	179
	<i>Discussion et conclusion générales</i>	<i>181</i>
Annexe 1 :	Polypharmacy Cut-Off for Gait and Cognitive Impairments, article publié dans Frontiers in Pharmacology 2016.....	208
Annexe 2 :	La fracture post-chute du sujet âgé : une altération de l'équilibre, de la marche et de la cognition, poster présenté à l' ACFAS 2016.....	214
Annexe 3 :	A specific gait profile under dual-task condition in injured older fallers. Poster présenté au GSA 2016.....	215
Annexe 4 :	Short Multidimensional Health Questionnaire (SMHQ).....	216
Annexe 5 :	Revue de littérature sur les effets de l'entraînement par électromyostimulation du membre inférieur chez les séniors.....	217
Annexe 6 :	Mini Mental State Examination.....	242
Annexe 7 :	Montreal Cognitive Assessment.....	217
Annexe 8 :	Activity-specific Balance Scale.....	218
Annexe 9 :	Montgomery-Asberg Depression Scale.....	219

Index des abréviations et sigles utilisés

IC95% : Intervalle de confiance à 95%

ABCs : The Activities-specific Balance Confidence Scale

ANOVA : Analyse de la variance

AP : Antéropostérieur

AUC : Aire sous la courbe

AVC : Accident vasculaire cérébral

BBS : Berg Balance Scale

CdP : Centre de Pression

CFC : Chute Fracture et Cognition

CHU : Centre Hospitalier Universitaire

CM : Centre de Masse

CV : Coefficient de Variation

DMLA : Dégénérescence Maculaire Liée à l'Age

DT : Double tâche

EMS : Electromyostimulation

FC : Poser du pied

FE : Fonctions Exécutives

FO : lever du pied

HR : Hazard Ratio

IADL : Instrumental activities of daily living

IMC : Indice de masse corporelle

INPES : Institut national de prévention et d'éducation pour la santé

INSERM : Institut National de la Santé et de la Recherche Médicale

MADRS : Montgomery-Asberg Depression Scale

ML : Médiolatéral

MMS : MiniMental State

MoCA : Montreal Cognitive Assessment

MVIC : Contraction isométrique volontaire maximale

OR : Odd Ratio

PA : Pression artérielle

PFF : Plateforme de force

ST : Simple Tâche

TMT : Trail Making Test

TUG : Timed Up and Go

V1 : Vitesse verticale maximale négative du centre de masse

V2 : Vitesse verticale du centre de masse au moment du poser du pied

VVS : Verticale Subjective Visuelle

YF : Yeux Fermés

YO : Yeux Ouverts

Introduction

En France 18.4% de la population est âgée de 65 ans et plus et le nombre de personnes de plus 85 ans va quadrupler d'ici 2050, passant de 1,4 à 4,8 millions. L'espérance de vie augmenterait même de 3 mois tous les ans. Cependant, un tiers des personnes seules âgées de 75 ans et plus ont des difficultés pour sortir de chez elles, la moitié pour monter un escalier (Institut National de Prévention et d'Education pour la Santé (INPES)). La proportion de seniors grandit en même temps que la durée de vie, la problématique qui se pose est donc de savoir « si ce vieillissement de la population sera accompagné d'une plus longue période de bonne santé, d'un sentiment durable de bien-être, d'une poursuite de l'engagement social et de productivité ou s'il sera associé à plus de maladie, de handicap et de dépendance ? » (John Beard, Directeur du département Vieillesse et qualité de vie à l'Organisation Mondiale de la Santé).

Un des enjeux majeurs de ce début de 21^{ème} siècle est donc de maintenir les personnes âgées en bonne santé plus longtemps et de repousser l'échéance de la dépendance en conservant leur mobilité et en limitant leur fragilité.

La dépendance lourde, généralement définie comme une incapacité d'accomplir sans aide extérieure une majorité d'actes de la vie quotidienne, touche plus de 700 000 personnes âgées en France (INPES). Quatre-vingt pourcents des français craignent la perte d'autonomie (sondage ORCIP France info). Un million de français de plus de 60 ans touche l'Allocation Personnalisée d'Autonomie instaurée en 2002 et destinée aux personnes justifiant d'une perte d'autonomie. En juin 2004, le gouvernement français a aussi créé une « Caisse nationale de solidarité pour l'autonomie » afin d'accompagner les personnes âgées et handicapées en situation de perte d'indépendance. Le premier janvier 2016 « La loi relative à l'adaptation de la société au vieillissement » est entrée en vigueur, et se fixe pour but d'organiser cette nouvelle transition démographique en conservant l'autonomie des aînés par des adaptations de logements, des aides financières plus importantes, ainsi que des soutiens aux proches et même un changement de politique de l'aménagement des villes.

« L'espérance de vie en bonne santé », un nouvel indice d'évaluation du vieillissement, semble donc avoir autant d'importance que « l'espérance de vie ». Cet indice correspond au nombre d'années moyen passé sans incapacité majeure et avec une préservation de l'indépendance. En France cet indice est estimé à 61,8 ans pour les hommes et 63,5 ans pour les femmes (INPES Figure 1). Ceci indique donc qu'avec l'augmentation de l'espérance de vie, les personnes âgées passent en moyenne maintenant une vingtaine d'années dans des conditions où leur indépendance n'est pas préservée. Il est aussi important de noter que l'espérance de vie en bonne santé n'augmente pas aussi vite que l'espérance de vie et aurait même récemment connu un léger déclin en France. Un des problèmes mis en évidence est l'augmentation de la sédentarité et de l'obésité des personnes.

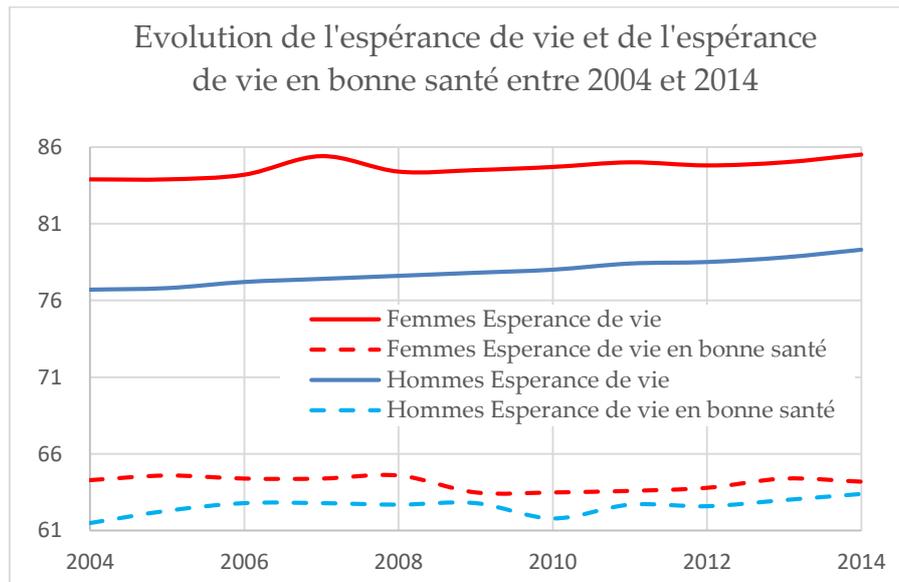


Figure 1: Esperance de vie et espérance de vie en bonne santé en France. Adapté de EUROSTAT, « Statistiques sur les années de vie en bonne santé ».

« L'âge psychologique » des seniors, indexé sur la manière dont la personne évalue son caractère, son humeur et son état de santé, est quant à lui en perpétuelle diminution. En effet, deux tiers des personnes âgées se sentent comme ayant en moyenne 15 ans de moins que l'âge de leur état civil (INPES). En mettant en parallèle ces deux indices, un décalage apparaît. Les seniors se sentiraient plus jeunes qu'avant, seraient plus enclins à se déplacer et seraient même volontaires pour pratiquer une activité physique mais leur espérance de vie en bonne santé stagne et ceci potentiellement à cause de leur sédentarité. Une explication possible serait que la perte d'indépendance lors du vieillissement n'affecterait pas de la même manière la totalité des seniors ; mais qu'un nombre non négligeable, à cause de pathologies génétiques ou liées à l'environnement, ou à cause de comportements « à risque » seraient préférentiellement touchés.

Ce travail de thèse s'intéressera principalement à ces derniers, et surtout aux liens qui peuvent exister entre des comportements de sédentarité, la fragilité, la mobilité et la dépendance.

La sédentarité, largement mise en cause dans la perte d'autonomie des personnes âgées, est considérée par l'OMS comme le quatrième facteur de risque de mortalité au niveau mondial. Une étude récente montre que le coût mondial annuel de la sédentarité s'élève à 67,7 milliards de dollars (Ding *et al.* 2016). La sédentarité peut être vue comme un cercle vicieux où la perte d'autonomie et les diminutions fonctionnelles de la mobilité peuvent être considérées comme des causes mais aussi comme des conséquences de la sédentarité (Figure 2).

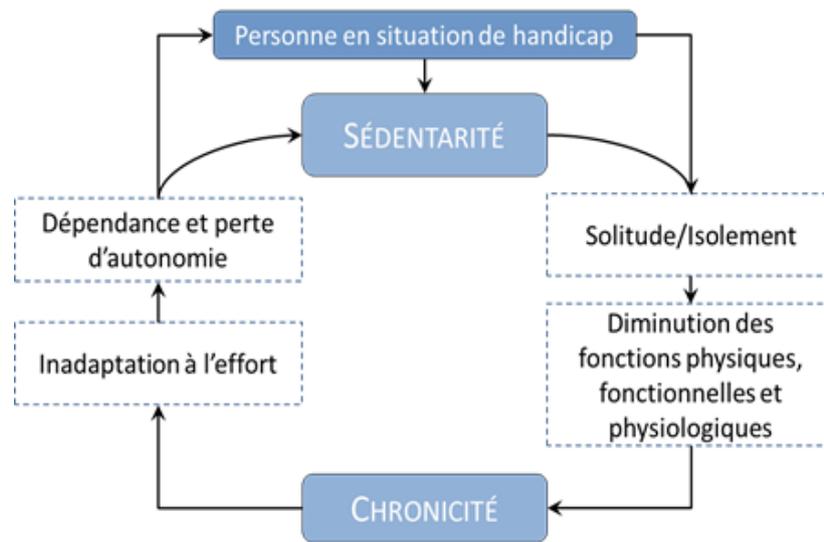


Figure 2: cercle de la sédentarité, adapté du blog du Groupe d'Etude et de Recherches Appliquées à la Rééducation

La notion de « fragilité » liée au vieillissement regroupe les différents marqueurs mis en cause dans ces altérations fonctionnelles, est considérée comme un facteur de risque majeur de dépendance, d'institutionnalisation et de décès (De Vries *et al.*, 2012). Le consensus sur les marqueurs de cette fragilité sont composés principalement d'une baisse de force, d'endurance, d'équilibre, de performance de marche et de l'activité générale (Fried *et al.* 2001). Le gouvernement français ajoute à ces facteurs de fragilité : les chutes, la dénutrition, l'incontinence, une mauvaise observance thérapeutique ou une complication iatrogénique, l'arthrose et l'ostéoporose, la perte d'audition ou de vision, la dépression et l'isolement social (INPES). Cette fragilité liée à l'âge s'explique notamment par un fonctionnement affaibli des organes et en particulier des organes sensoriels, du système musculo-squelettique, du système cardio-pulmonaire et du système immunitaire qui empêchent le senior de fonctionner comme il le désire (Clegg *et al.* 2013).

Ce travail aura pour objectif d'étudier quels facteurs « fragilisés » par le vieillissement, et potentiellement par la sédentarité, peuvent entrer en cause dans la diminution de la mobilité et plus particulièrement dans l'augmentation des risques d'accident de la mobilité comme la chute.

L'augmentation de la fragilité liée au vieillissement a comme conséquence directe l'augmentation du risque de chute chez les personnes âgées. La chute des personnes âgées est reconnue comme étant un problème sanitaire et économique majeur. En 2013, l'institut de la veille sanitaire a établi que les chutes étaient les premières causes de décès parmi les accidents de la vie courante (58 % des accidents). Un tiers des personnes de plus de 65 ans tombe chaque année (Tinetti *et al.* 1988a; Ambrose *et al.* 2013), et dans 10% des cas, il en résulte une blessure sérieuse. Malgré les efforts pour contrer ce problème, durant les 15 dernières années, le nombre d'hospitalisations causées par une chute continuerait de croître (Hill & Wee 2012). Le nombre de chutes avec blessure chez les personnes de plus de 80 ans serait de 2,8/100 personnes par an. Elles sont chez les sujets âgés la cause principale de décès par accident (Dargent-Molina et Bréart, 1995) avec en France un taux de mortalité de 9% parmi les chuteurs (Pariente *et al.* 2008). La chute entraîne chaque année plus de 9 000 morts en particulier chez les plus de 75 ans. Économiquement, le coût de la chute en France s'élève à 1 milliard d'euro par an (Auvinet *et al.* 2002).

La chute est considérée comme une conséquence de l'augmentation de la fragilité liée à l'âge, mais la survenue de ces accidents est aussi un facteur aggravant des effets du vieillissement. La chute serait la plus grande cause d'augmentation de la sédentarité des seniors (Rubenstein 2006).

La survenue d'une chute est même considérée comme un facteur de risque d'une nouvelle chute. Ceci par le fait que la chute entraîne une augmentation de la peur de tomber, responsable d'une appréhension de la marche, qui augmente l'instabilité posturale. En générant de telles appréhensions la chute peut aussi amener à augmenter la sédentarité des seniors. Les conséquences directes physiques de ces accidents (douleurs, fractures...) peuvent aussi entraîner une grande perte d'autonomie. La chute pourrait donc paraître comme étant au centre des relations entre sédentarité, dépendance et fragilité. De ce fait, étudier, comprendre et empêcher les chutes est devenu un défi sanitaire majeur.

L'INPES a publié en 2005 un référentiel des pratiques efficaces à la prévention des chutes chez les personnes âgées vivant à domicile. La prévention des chutes passe par une meilleure compréhension des causes de leur survenue. Identifier précisément les causes des chutes permet de détecter les personnes à risque grâce à une meilleure compréhension des répercussions physiologiques du vieillissement et des mécanismes responsables de ces accidents. Une fois ces marqueurs de risque de chute précisément établis, il est possible d'en faire des cibles préférentielles des actions visant à réduire les impacts du vieillissement responsable des accidents de la mobilité.

Ce travail s'articulera donc en trois parties :

Partie I : Une partie, correspondant au versant diagnostique de la prévention de la chute, visant à identifier les causes de la chute des personnes âgées en déterminant les capacités des seniors altérées par l'âge et responsables de l'augmentation du nombre ou de la gravité de ces chutes. Bien que de nombreux facteurs soient déjà mis en cause, des facteurs de risque précis permettant d'identifier la personne à haut risque de chute n'ont pas tout à fait trouvé de consensus. Cette partie s'articulera autour de trois études.

- La première étude s'est intéressée aux liens entre la consommation multiple de médicaments et les troubles de la mobilité et de la cognition chez les chuteurs.
- La deuxième étude avait pour but d'étudier les paramètres de l'équilibre qui font défaut aux chuteurs fracturés au cours du passage d'obstacle.
- Et la troisième étude avait pour objectif d'étudier les comportements des chuteurs fracturés au cours d'un test de double tâche combinant la marche et la poursuite visuelle d'objets.

Partie II : La deuxième partie, correspondant au versant méthodologique de ce travail, avait pour objectif l'amélioration d'un outil d'évaluation du contrôle postural au cours de la marche : l'indice de freinage. Améliorer les techniques d'analyse permet d'affiner l'évaluation de facteurs de risque et ainsi perfectionner le diagnostic ou adapter les programmes de réhabilitation.

Partie III : La troisième partie aura donc pour objectif de mettre en place et d'étudier les effets d'un programme de réhabilitation musculaire qui cible préférentiellement les marqueurs identifiés comme aggravant le risque de chute.

Partie I
Détection des causes de la chute

I.1. INTRODUCTION

La définition de la « personne âgée » est hautement dépendante du contexte et le vieillissement étant un phénomène affectant différemment chaque personne, il est difficile d'établir un seuil à partir duquel on devient « âgé ». Les Nations Unies utilisent un seuil correspondant à 60 ans et plus. Dans les pays développés le seuil de 65 ans est fréquemment évoqué et en gériatrie il est commun de qualifier d'« âgés » les personnes de plus de 75 ans. Mais l'apparition de troubles liés au vieillissement peut arriver plus tôt. Le qualificatif « âgé » peut donc concerner une tranche de la population très large et les études portant sur le vieillissement peuvent donc présenter des populations d'âges très variés. De nombreuses études ont également utilisé différentes définitions de « la chute » qui sont répertoriées dans le Tableau 1 (Zecevic *et al.* 2006).

Tableau 1 : Différentes définitions des chutes (d'après (Zecevic *et al.* 2006)) traduit et publié par l'INSERM « Activité physique et prévention des chutes chez les personnes âgées »

Référence	Définition des chutes
The prevention of falls in later life. A report of the Kellogg International Work Group on the Prevention of Falls by the Elderly 1987	« Une chute est un événement au cours duquel une personne se retrouve involontairement au sol ou sur tout autre niveau inférieur et qui ne soit pas lié aux conséquences suivantes : une violente poussée, une perte de connaissance, la survenue brutale d'une paralysie comme dans un AVC ou une crise d'épilepsie. »
Lach <i>et al.</i> 1991	« ... une perte d'équilibre inattendue avec pour résultat de se retrouver au sol ou sur tout autre niveau inférieur au genou. »
Buchner <i>et al.</i> 1993	« Se retrouver au sol ou tout niveau inférieur de façon involontaire excluant tout appui contre un meuble, un mur ou toute autre structure. »
Means <i>et al.</i> 1996	« ... tout changement involontaire de la position bipodale (être debout, marcher, se pencher, se déplacer...) vers une position où il y a une perte d'appui des deux pieds qui s'accompagne d'un contact (partiel ou total) avec le sol. »
Berg <i>et al.</i> 1997	« ... perdre l'équilibre au point que vos mains, bras, genoux, fesses ou corps touchent ou heurtent le sol. »
Canadian Institute for Health Information. RAI-Home Care (RAI-HC) manual Canadian version, 2nd ed. Ottawa, ON:2002	« ... un changement de position involontaire où la personne âgée se retrouve sur le sol. »
Carter <i>et al.</i> 2002	« ... se retrouver au sol ou tout niveau inférieur de façon non intentionnelle avec ou sans perte de conscience par toute autre conséquence qu'une paralysie brutale, une crise d'épilepsie, un excès d'alcool ou d'une poussée extérieure violente. »
Cesari <i>et al.</i> 2002	« ... une soudaine perte d'équilibre causant un heurt d'une partie du corps sur le sol... »
Tideiksaar 2010	« ... n'importe quel événement au cours duquel une personne se retrouve involontairement ou intentionnellement allongée au sol ou sur tout autre niveau inférieur tel qu'une chaise, des toilettes ou un lit. »

Il est donc important d'être précis dans la définition utilisée, les résultats des études pouvant être interprétés différemment selon que les chutes étudiées soient ou non causées par des facteurs externes (malaises, poussées, AVC...), qu'elles entraînent ou non le contact des mains avec le sol (réflexe protecteur). Le consensus apparaît comme étant principalement lié au caractère accidentel de la chute et au fait qu'elle entraîne un contact avec le sol.

Afin de cibler la réhabilitation des fonctions responsables de ces chutes aux conséquences souvent dangereuses et importantes, la prévention passe par une meilleure compréhension des causes de leur survenue. De nombreux facteurs de risques sont déjà connus, comme la baisse de la vue, l'ostéoporose, les malaises, la déprime, mais plus généralement on considère surtout que le risque de chute est lié à des altérations de la mobilité (de la marche et de l'équilibre) de la cognition ou de la force musculaire (Rubenstein 2006).

Les facteurs de risques peuvent être catégorisés dans trois classes distinctes (Figure 3):

- **Les facteurs liés à l'environnement** : les dangers du domicile (tapis, mauvais éclairages, escaliers...), ou de l'environnement extérieur (trottoir, terrain accidenté...)
- **Les facteurs liés à la personne** : les troubles de l'équilibre et de la marche, la faiblesse musculaire, les pathologies
- **Les facteurs liés aux comportements** : la prise de médicaments, la sédentarité, les activités de la vie quotidienne...

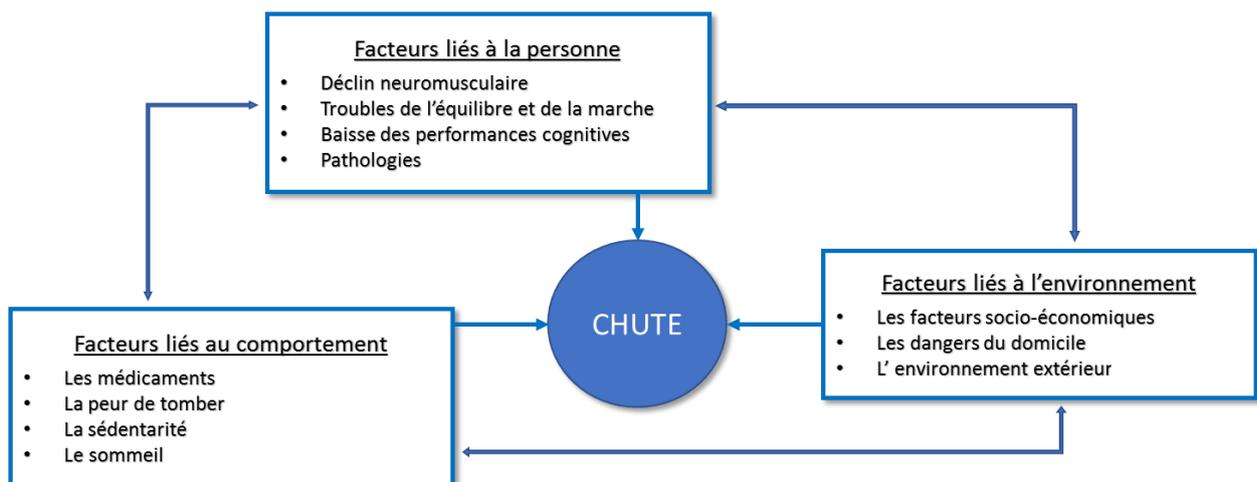


Figure 3 : la multifactorialité de la chute
Adapté de <http://inpes.santepubliquefrance.fr/>

Il apparaît donc primordial d'étudier les facteurs de risque dans leur globalité, surtout du fait de l'interrelation entre ces différents facteurs. Il est considéré que c'est plutôt l'effet additionnel de chaque facteur de risque qui est le plus responsable de chute (Campbell *et al.* 1989). Ainsi, sans facteur de risque, le pourcentage de chute atteint les 8% et ce pourcentage augmente linéairement jusqu'à atteindre un 78% lorsque 4 facteurs de risque ou plus sont atteints. (Tinetti *et al.* 1988a) (Figure 4).

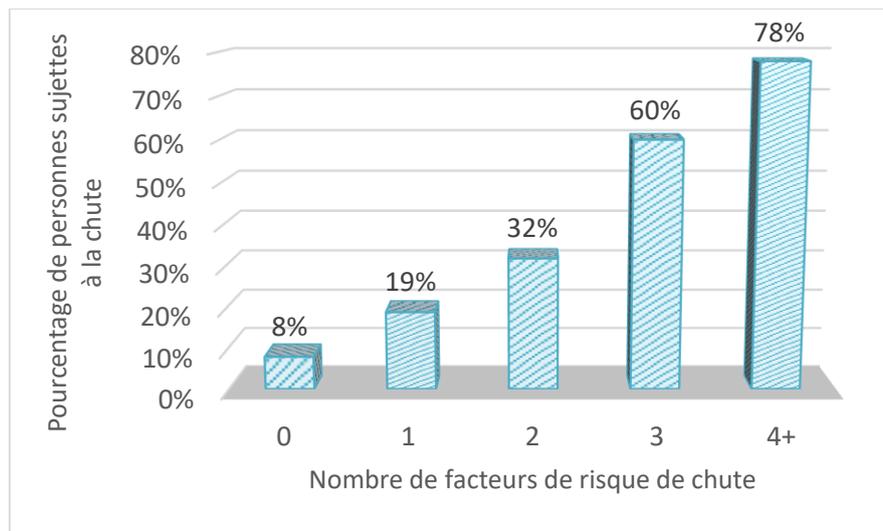


Figure 4 : risque de chute selon le nombre de facteurs de risque (M. E. Tinetti *et al.* 1988a)

Identifier précisément les paramètres faisant défaut aux chuteurs permet en outre de cibler ces paramètres dans les populations âgées afin de réduire le risque de chute. Mais cela peut également permettre de détecter les sujets à risque et donc de cibler la prévention et la rendre plus efficace.

I.2. LES FACTEURS DE RISQUE DE CHUTE

Ce cadre théorique aura pour objectif de synthétiser les facteurs de risque de chute établis afin de définir les facteurs à affiner pour pouvoir améliorer la prévention de la chute. Trois chapitres seront présentés correspondant aux trois classes de facteurs de chute précédemment définis : les facteurs liés à l'environnement, les facteurs liés à la personne et les facteurs liés au comportement.

I.2.1. LES FACTEURS LIÉS À L'ENVIRONNEMENT

I.2.1.1. *Les facteurs socioéconomiques*

Une méta-analyse s'intéressant aux différents facteurs de risque de chute indique que le fait de vivre seul est un facteur aggravant du risque de chuter. En effet, les personnes vivant seules seraient 1,33 fois plus à même de subir une chute (OR : 1,33 ; IC95% (1,21 - 1,45))(Deandrea *et al.* 2010). Cela s'accorde avec d'autres travaux qui ont démontré qu'être marié réduisait le risque de chute chez les personnes de plus de 80 ans (OR : 0,68 ; IC95% (0,53 - 0,87))(Bloch *et al.* 2010). Il a aussi été démontré que le taux de chute, dans un pays comme le Royaume-Uni pourrait être de 50% supérieur dans les populations défavorisées comparé aux populations aisées (Gribbin *et al.* 2009).

Les personnes institutionnalisées sont considérées depuis plus de 60 ans comme ayant plus de risque de chutes (Droller 1955), mais à notre connaissance aucune étude comparative ne s'est penchée sur la réelle différence de risque entre les personnes autonomes et celles résidant en institution. Des nombres très importants de chutes chez les personnes institutionnalisées sont cependant régulièrement rapportés, allant jusqu'à toucher 53% des personnes institutionnalisées de plus de 65 ans, avec plus de la moitié de ces chuteurs concernés par la récurrence des chutes et presque un tiers subissant une fracture (Fisher *et al.* 2005).

I.2.1.2. *Le lieu et le mode de vie*

Outre les facteurs socioéconomiques, le lieu et le mode de vie des seniors impactent aussi la chute. La moitié des chutes se déroulent à domicile (Nevitt *et al.* 1989) et les chutes arrivant en extérieur ou en intérieur n'ont pas toujours les mêmes causes.

Les chutes dans le domicile des personnes âgées peuvent être plus nombreuses lors de la présence de certains facteurs environnementaux comme un éclairage faible ou des sièges particulièrement bas, (OR : 3,1 ; IC95% (1,4 – 6,2)) (Nevitt *et al.* 1989). Mais de manière surprenante, seules 20% des chutes arrivent après la tombée de la nuit (Campbell *et al.* 1990). Les chutes à l'intérieur arrivent majoritairement dans les pièces les plus utilisées : la chambre (21,4%), la cuisine (19,1%), le salon et la salle à manger (27,4%)(Campbell *et al.* 1990). La présence d'escalier compte pour 8% des

chutes, un mauvais revêtement, comme un sol glissant, pour 34% (Kelsey *et al.* 2010). L'utilisation d'une aide pour la marche (OR : 2,1 ; IC95% (1,9 - 2,32)) ainsi que la présence d'obstacle sur le sol (OR : 1,73 ; IC95% (1,55 - 1,93)) sont aussi considérés comme des facteurs extrinsèques pouvant augmenter le risque de chute (Bloch *et al.* 2013).

Les personnes qui chutent à l'intérieur seraient plus à même de présenter des risques de troubles de la mobilité suivant la chute (Manty *et al.* 2009). Les conséquences des chutes à l'intérieur seraient plus graves, peut-être à cause du moins bon état de santé des personnes.

En effet, selon que la chute arrive à l'intérieur ou à l'extérieur les seniors ne semblent pas présenter le même profil (Tableau 2). Les seniors qui tombent dehors sont souvent les plus autonomes, alors que les seniors qui chutent à l'intérieur sont généralement en plus mauvaise santé et présentent une autonomie réduite. Un quart de ceux qui tombent à l'intérieur ont une vitesse de marche réduite ($<0,6\text{m}\cdot\text{s}^{-1}$) et 45% ont un moins bon équilibre (Berg Balance Scale < 48) alors que seuls 3% et 9% (respectivement) des chuteurs d'extérieur présentent ces caractéristiques (Kelsey *et al.* 2012). Les chutes à l'intérieur seraient plutôt liées à des incapacités fonctionnelles, à un style de vie sédentaire (Kelsey *et al.* 2010), à une tendance à l'obésité, et à des troubles chroniques plus nombreux (Manty *et al.* 2009). Ce n'est pas du tout le cas pour les personnes qui chutent dehors, qui pourraient même présenter une santé meilleure que les non-chuteurs (Kelsey *et al.* 2010). En effet, ce sont les personnes les moins actives qui ont tendance à chuter à l'intérieur (Bleijlevens *et al.* 2010). Alors que les chutes à l'extérieur sont surtout expliquées par des déplacements accrus et donc une probabilité plus importante de se retrouver dans une situation à risque.

Les chutes à l'extérieur semblent difficilement évitables car elles semblent être expliquées majoritairement par des facteurs environnementaux externes aux seniors. Ces chuteurs ne présentant que peu de facteurs de risque, il est difficile de les détecter. Une possibilité serait de sensibiliser les personnes aux situations présentant des risques importants afin qu'elles adaptent une conduite plus précautionneuse. Les chutes arrivant à l'intérieur sont aussi causées en partie par des facteurs environnementaux, mais de nombreux facteurs liés aux personnes elles-mêmes semblent impliqués.

Tableau 2 : facteurs influençant le risque de chute selon que la chute ait lieu à l'intérieur ou à l'extérieur du domicile, adapté de Kelsey et al. 2010

Caractéristique	Chutes à l'intérieur	Chutes à l'extérieur
	RR (IC 95 %)	RR (IC 95 %)
<i>Peu d'activité physique (PASE score < 55)</i>	1,43 (1,07-1,90)	0,67 (0,48-0,92)
<i>1-6 verres alcool/semaine</i>	0,89 (0,64-1,23)	1,53 (1,10-2,12)
<i>Petite difficulté aux ADL</i>	1,98 (1,43-2,74)	1,18 (0,82-1,69)
<i>Équilibre (BBS score < 48)</i>	2,33 (1,70-3,19)	0,66 (0,45-0,98)
<i>Vitesse de marche < 0.68 m/s</i>	1,48 (0,81-2,68)	0,27 (0,15-0,50)
<i>Incapacité à se lever d'une chaise sans les bras</i>	1,85 (1,20-2,86)	0,68 (0,38-1,21)
<i>Diminution d'activité liée à la maladie</i>	1,75 (1,34-2,28)	1,37 (1,03-1,82)
<i>Nombre de comorbidités</i>	1,17 (1,08-1,27)	0,93 (0,85-1,02)
<i>Douleur modérée à sévère</i>	1,37 (1,07-1,77)	0,72 (0,54-0,94)
<i>Dépression</i>	1,81 (1,17-2,82)	2,07 (1,32-3,26)
<i>Cognition altérée (MMS ≤ 24)</i>	1,24 (0,85-1,81)	0,77 (0,50-1,18)
<i>≥ 9 médicaments</i>	1,86 (1,34-2,57)	0,60 (0,41-0,87)
<i>Nombre de chutes dans l'année passée</i>	1,31 (1,21-1,42)	1,23 (1,13-1,34)
<i>Peur de tomber (Falls Efficacy Scale score < 90)</i>	1,73 (1,23-2,43)	0,83 (0,55-1,25)

* RR (IC 95 %) = risque relatif de chute chez les personnes présentant la caractéristique par rapport à un groupe de référence (après ajustement sur l'âge et le genre) ; ADL : Activity of Daily Living ; BBS : Berg Balance Score ; PASE : Physical Activity Scale for the Elderly score

I.2.2. LES FACTEURS LIÉS À LA PERSONNE

Ce deuxième chapitre présente les différents facteurs de risque de chute liés à la personne. Bloch *et al.* (2013), dans une revue de littérature et méta-analyse, tente de synthétiser et analyser tous les facteurs de risque de chute établis par la littérature. Le graphique présenté ci-après (Figure 5), décrit ces facteurs selon leur implication (Odd Ratio) dans le risque de chute. Bloch *et al.* (2013) ont donc établis que les facteurs de risque étaient principalement neuromusculaires, liés à l'équilibre, à la marche, à la cognition ou à des pathologies spécifiques.

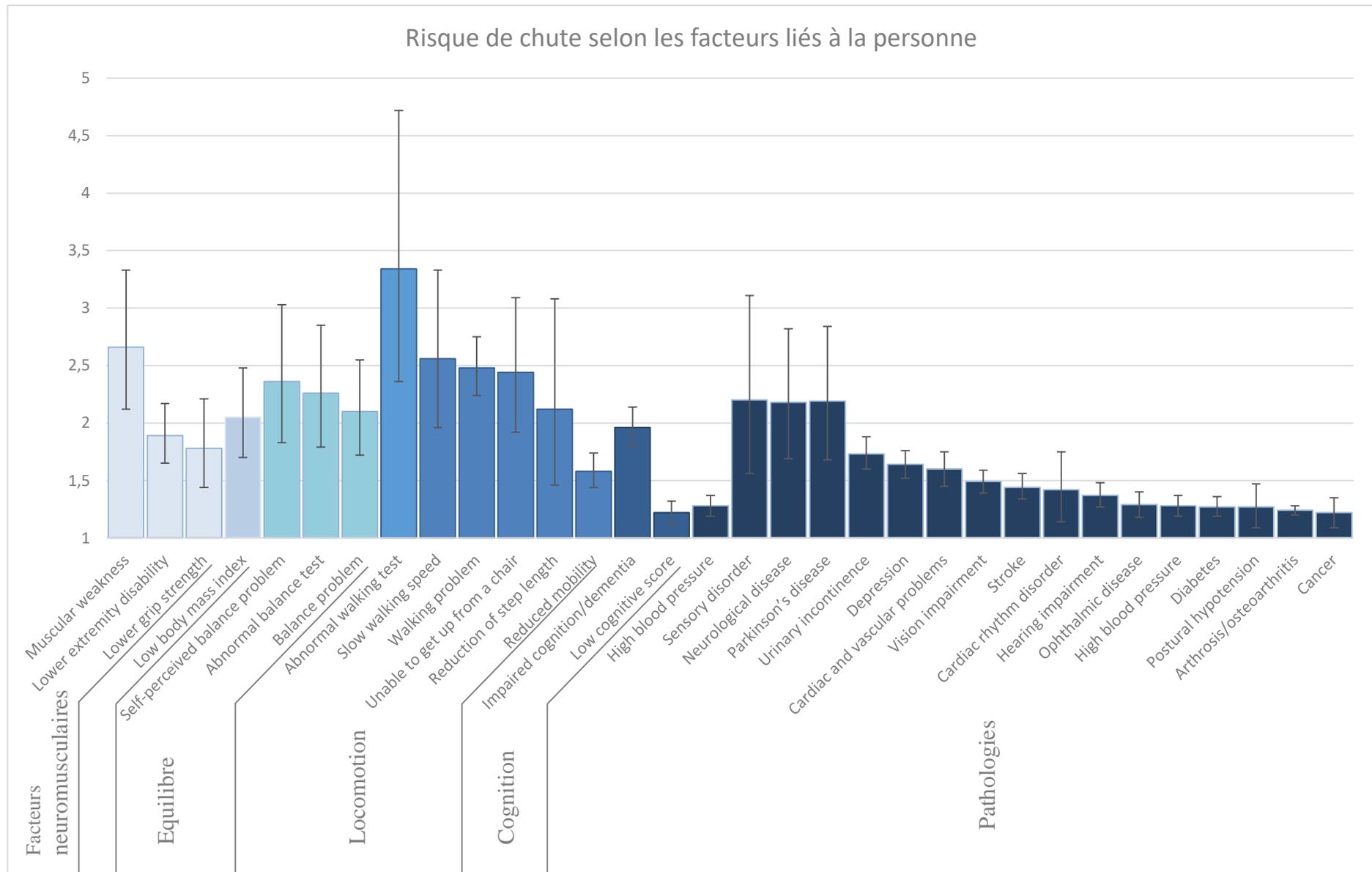


Figure 5 : Les facteurs de risque de chute (exprimés en Odd Ratio) (adapté de Bloch et al. 2013)

I.2.2.1. Les facteurs démographiques

L'immense majorité des études s'intéressant à la problématique de la chute étudie les risques chez les personnes âgées. L'âge est en effet le facteur le plus régulièrement mis en avant comme étant aggravant du risque de chute. Les études sur de larges cohortes ont pu mettre en avant qu'entre 28 et 35% des personnes de 65 ans et plus tombent au moins une fois dans l'année et ce pourcentage peut monter jusqu'à 42% pour les personnes de 75 ans et plus. Même lorsque l'on ne prend en compte que le vieillissement physiologique les seniors de 65 ans et plus seraient 15% à subir au moins une chute par an (Masud & Morris 2001). Bien que non linéaire, la relation entre l'âge et le nombre de chutes semble bien établie (Figure 6).

Une égalité selon le genre des personnes existe aussi dans la fréquence des chutes. Une étude sur des chuteurs américains révèle que les femmes représentent 58% des personnes chuteuses, ceci est souvent lié à l'utilisation plus fréquente de plusieurs médicaments, d'une mobilité plus restreinte et d'une tendance à vivre seule, mais aussi du fait que la proportion de femme est plus importante avec l'avancée en âge, les femmes ayant une plus grande espérance de vie. Cette inégalité homme/femme n'est vraie que pour les chutes non-mortelles. En effet, la proportion s'inverse lorsqu'il est question de chutes entraînant la mort où les femmes ne représentent plus que 46% de ces personnes accidentées (Ambrose *et al.* 2013).

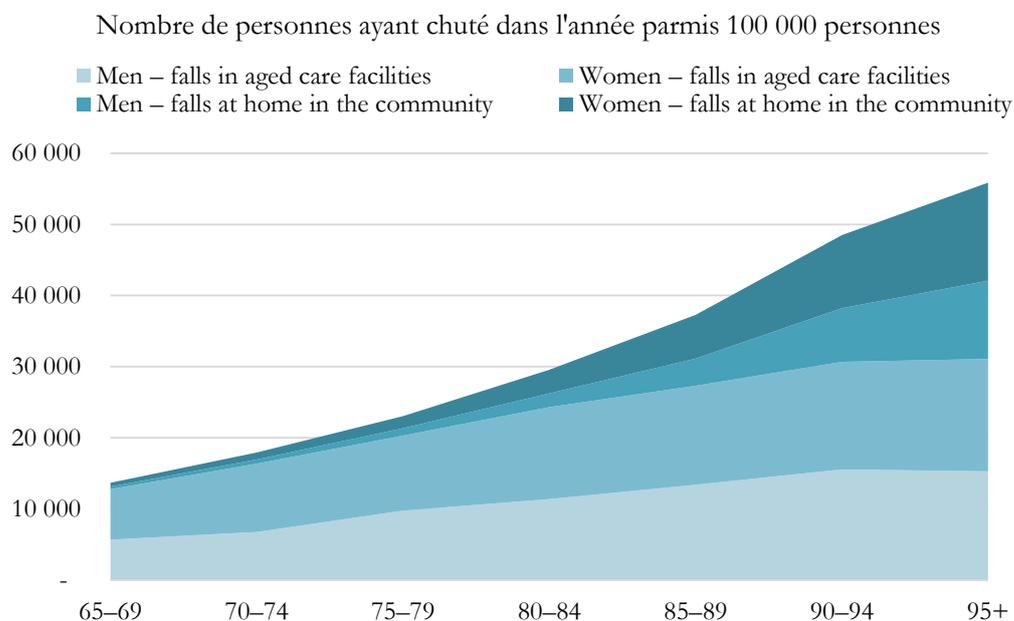


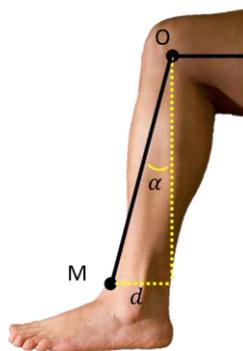
Figure 6: Nombre de personnes ayant chuté dans l'année sur 100 000 personnes, selon le genre et l'âge et l'institutionnalisation, adapté de National Hospital Morbidity Database ; AIHW(Australian Institute for Health and Welfare)

I.2.2.2. Les facteurs neuromusculaires

Les facteurs neuromusculaires sont primordiaux dans la préservation de la qualité de vie, de l'équilibre et lors de l'évitement de la chute des personnes âgées. Le vieillissement musculaire se caractérise fréquemment par une diminution progressive et généralisée de la masse musculaire squelettique et de la force, c'est ce qu'on appelle **la sarcopénie** (Cruz-Jentoft *et al.* 2010) (la perte de force peut également être dénommée dynapénie). Il convient de différencier les différents aspects fonctionnels liés aux muscles. En effet, le vieillissement n'affecte pas de la même manière la force, le moment et la puissance produits par la contraction musculaire.

I.2.2.2.1. Définitions

- **La force musculaire**, mesurée en Newton (N) est « la tension qu'un muscle, ou plus exactement qu'un groupe musculaire, peut opposer à une résistance en un seul effort maximal » (Letzelter H. & M. 1990).
- **Les moments de force** permettent d'étudier les forces s'appliquant lors de mouvements de rotation. Le moment d'une force, mesuré en Newton mètre (N.m), exprime une force appliquée à distance de l'articulation mobilisée.



Lors d'un mouvement d'extension du genou (point de rotation « O »), le moment de la force appliquée en M dépendra de l'intensité de la force musculaire produite et de l'angle articulaire « α », et donc de la distance « d » (Figure 7).
On l'exprimera par :

$$M(\vec{F}) = F \cdot d$$

Figure 7 : Calcul du moment de force
(Image adaptée de :
www.brisbanealliedhealth.com)

- **La puissance musculaire**, exprimée en Watts (W), correspond au produit de la force instantanée multiplié par la vitesse instantanée. La puissance d'une personne peut donc être affectée soit par une altération de sa force soit par une altération de sa vitesse de contraction musculaire.

$$P = \vec{F} \cdot \vec{v}$$

I.2.2.2.2. Vieillesse et fonctions neuromusculaires

Bien que la perte de masse musculaire soit associée au vieillissement normal, certaines personnes âgées sont plus affectées que d'autres. Le groupe de travail international sur la sarcopénie s'est accordé sur une définition de la sarcopénie en 2011 en la qualifiant de syndrome caractérisé par une perte de masse et de fonction musculaire associée à l'âge ayant des causes variées pouvant être liées à des changements endocriniens, des maladies chroniques, des déficiences nutritives... (Figure 8) (Fielding *et al.* 2011). Les études les plus récentes calculent l'indice de masse musculaire en divisant la masse musculaire totale mesurée par impédancemétrie par la taille en mètre au carré, et place le seuil à un indice inférieur ou égal à $8,5 \text{ kg.m}^{-2}$ pour les hommes et $5,75 \text{ kg.m}^{-2}$ pour les femmes. En étudiant ces seuils chez plus de 5000 personnes de plus de 65 ans, il apparaît que 11% des hommes et 9% des femmes sont concernés par ce syndrome (Janssen 2004).

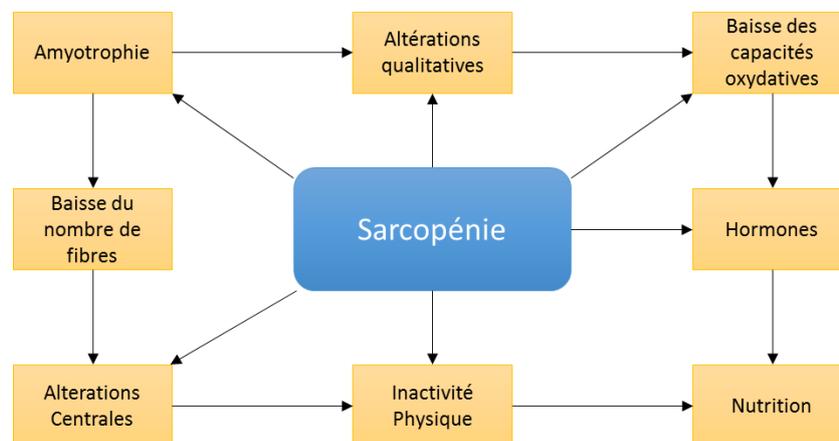


Figure 8: Mécanismes liés au vieillissement qui conduisent à la sarcopénie (d'après Porter *et al.*, 1995).

La sarcopénie affecte la contraction musculaire en impactant des facteurs neuromusculaires centraux et périphériques. On parle de facteurs centraux pour les processus qui débutent dès la création des potentiels d'action jusqu'à la jonction neuromusculaire. Les facteurs périphériques sont quant à eux associés à la contraction musculaire en elle-même et commencent à la jonction jusqu'au raccourcissement des fibres contractiles (Edwards *et al.* 1983).

Au niveau central, il a été montré en IRM, la présence d'une atrophie des régions du cortex moteur primaire (Salat 2004), qui pourrait affecter directement la commande de l'exécution du mouvement. L'âge joue également un rôle dans la réduction des fibres myélinisées dans la matière blanche (45% de réduction entre 18 et 93 ans) en particulier pour les fibres les plus petites (Marner *et al.* 2003). Ces déclin centraux pourraient jouer un rôle dans les connections cortico-spinales (et cortico-corticales) et ainsi affecter la contraction musculaire. En effet, l'excitabilité musculaire est

fréquemment réduite avec l'âge à cause de cette baisse de la capacité à communiquer l'activité neuronale au muscle (Manini *et al.* 2013). Il a aussi été mentionné des « échecs d'activation centrale » chez les seniors où la réduction de force produite est en partie liée à une coactivation du muscle antagoniste trop importante (Macaluso & De Vito 2004). La coactivation du muscle antagoniste correspond à une contraction du muscle s'opposant au mouvement. C'est un phénomène existant chez tout le monde qui a pour but de stabiliser l'articulation lors de mouvement impliquant des forces importantes. Chez les sujets plus âgés cette plus haute coactivation pourrait donc réduire la force produite (Macaluso *et al.* 2002).

Au niveau périphérique, la coordination et la force musculaire sont aussi altérées par l'âge à cause de modifications cellulaires (Manini *et al.* 2013) et de défauts de transmission au niveau de la jonction neuromusculaire où les récepteurs inhibiteurs semblent se retrouver privilégiés par rapport aux récepteurs excitateurs (Jang & Van Remmen 2011). La sarcopénie est causée, à ce niveau, par des défauts de synthèse protéique, par de la protéolyse et par un remplacement des fibres musculaires contractiles par du tissu adipeux. A partir de 40 ans, on enregistre en moyenne 5 % de perte de masse musculaire tous les 10 ans (Morley *et al.* 2001). Cette perte de fibres contractiles semble toucher plus particulièrement les fibres de type 2 (les plus rapides), les plus utiles lors de mouvements qui requièrent une puissance explosive, comme la récupération de l'équilibre après une perturbation, ou des mouvements de la vie quotidienne qui peuvent alors devenir « à risque » comme se lever d'une chaise, monter des escaliers Cette perte de fibres rapides serait liée à une réduction des activités à haute intensité qui recrutent particulièrement ces fibres. Alors que les fibres de type I sont communément utilisées dans les activités de la vie quotidienne (Fielding *et al.* 2011) et sont donc moins atteintes.

La force musculaire du membre inférieur diminue progressivement au cours du vieillissement, un déclin de 10,7% par décennie serait même atteint (Kostka 2005). En effet, la perte de force serait plus importante pour le membre inférieur que pour le membre supérieur, surtout chez les femmes où le déclin de force musculaire serait 20% plus important pour les groupes musculaires de la jambe que pour ceux du bras (Lynch *et al.* 1999). La perte de couple musculaire maximal au niveau des extenseurs du genou, chez des personnes en bonne santé entre 70 et 79 ans, serait d'environ 3% par an en moyenne. Des seniors suivis pendant 12 ans perdraient en moyenne 30% de la force des extenseurs du genou (W R Frontera *et al.* 1990). Une diminution de 22% de la force de flexion de la hanche et de 31% de la force d'extension, ainsi qu'une vitesse réduite de 16% ont été observés chez des participants de 75 ans d'âge moyen en comparaison à des participants de 23 ans (Dean *et al.* 2004).

Ce déclin fonctionnel touche aussi les muscles de la cheville. Des participants de 73,5 ans d'âge moyen au début de l'expérience ont été suivis sur 12 ans. Sur cette période le couple de force des fléchisseurs plantaires a diminué de 30,3% chez les hommes et de 24,8% chez les femmes. Ce déclin était moins prononcé pour les fléchisseurs dorsaux avec des pertes de 9,5% et 3,3% respectivement (Winegard *et al.* 1996). Les muscles mobilisateurs de la cheville jouent un rôle majeur dans l'équilibre et la marche (Winter *et al.* 1990). Ceci expliquerait partiellement les résultats observés par Moreland *et al.* (2004) dans une méta-analyse synthétisant les liens existant entre la faiblesse musculaire et les chutes des seniors. Il établit que c'est la force musculaire du membre inférieur qui est le plus lié au risque de chute (OR 1,76 (IC95% 1,31-2,37)) et surtout au fait de chuter de manière récurrente (OR=3,06 (IC95%=1,86-5,04)). A cause du manque d'étude incluable s'attachant spécifiquement à des groupes musculaires, cette méta-analyse n'a pas pu conclure quant à l'implication spécifique d'un groupe musculaire, mais il semble établi que la force musculaire du membre inférieur devrait être au centre de la prévention et de la réhabilitation des seniors à risque de chute (Moreland *et al.* 2004).

I.2.2.2.3. Les fonctions neuromusculaires et la chute

Le risque accru de chute survenant avec l'avancée en âge serait en partie lié à une capacité réduite du membre inférieur à produire une force suffisante au maintien continu de l'équilibre (Woolacott *et al.* 1986). Pijnappels *et al.* (2008) ont montré qu'en cas de trébuchement sur des obstacles la force maximale développée par le membre inférieur était un excellent prédicteur (94% de classification correcte) pour identifier les personnes qui ne pouvaient pas éviter la chute. La force du membre inférieur, au-delà de permettre d'éviter certaines chutes, permet aussi, lorsque celles-ci sont inévitables, de réduire leur gravité. En modélisant les différents segments composant le corps, et leur activité musculaire, Sandler et Robinovitch (2001) ont montré que lors de déséquilibre vers l'arrière, l'activité musculaire du membre inférieur permet de réduire efficacement l'impact au sol. Plus que la force musculaire, c'est la puissance du membre inférieur qui permettrait principalement de rattraper son équilibre après avoir glissé (Skelton & Beyer 2003).

Les muscles mobilisateurs de la hanche sont impliqués dans les mouvements qui permettent un déplacement de la jambe entière. Une chute pourrait donc être évitée en effectuant des mouvements de la jambe relativement rapides. En plus de la force maximale, la vitesse de contraction des muscles mobilisateurs de la hanche diminue avec l'âge, ce qui peut être responsable en partie de l'augmentation du risque de chute (Dean *et al.* 2004). L'association de la force d'adduction de la hanche surtout lorsqu'elle est associée aux performances de proprioception des

mouvements d'éversion et d'inversion de la cheville est fortement corrélée au risque de chute (pseudo-R : 0,726).

Le déclin musculaire au niveau des mobilisateurs des genoux est lié à de nombreuses conséquences néfastes. La force d'extension de la jambe serait corrélée au risque de mortalité, alors que la taille du muscle ne l'est pas nécessairement (Newman *et al.* 2006). Une étude a également montré que les contractions isométriques étaient encore plus altérées chez les personnes âgées à des positions angulaires extrêmes (90°, 20°) alors qu'elles étaient relativement préservées dans des positions angulaires intermédiaires (60°) (Samuel & Rowe 2009).

La force développée lors de l'extension du genou à 60° par seconde entre les angles 90° et 30° (0° correspondant à l'extension complète) serait directement liée à des altérations sévères de la mobilité. Un couple inférieur à 1,13 N.m.kg⁻¹ chez les hommes et 1,01 N.m.kg⁻¹ chez les femmes serait également lié à d'importants risques de troubles de la marche (Manini *et al.* 2007). Pour développer une force modérée de ces muscles, les personnes âgées ont besoin de plus de temps que les jeunes et ce ralentissement de contraction est associé à une baisse de la MVIC (Contraction isométrique volontaire maximale) (Thelen *et al.* 1996).

En comparant des personnes chuteuses (82,2 ans) à un groupe de non chuteurs (84,6 ans) résidants en maison de retraite, Whipple *et al.* (1987) ont révélé que les fonctions des muscles mobilisateurs du genou des chuteurs étaient plus basses, que ce soit pour le couple musculaire ou la puissance. Cependant, c'est surtout les muscles mobilisateurs de la cheville qui étaient atteints, avec des couples et puissances pouvant aller jusqu'à être 7,5 fois moindres que chez les non chuteurs. Les muscles mobilisateurs de la cheville, à savoir les fléchisseurs dorsaux et plantaires, sont tous deux connus comme étant particulièrement liés à la récupération de l'équilibre (Wolfson *et al.* 1995). Ces muscles semblent avoir une importance centrale dans la survenue de la chute des seniors. En effet, le risque accru de chute survenant avec l'avancée en âge serait en partie lié à une capacité réduite des muscles mobilisateurs de la cheville (Gehlsen & Whaley 1990).

Bien que le membre supérieur ne semble, à première vue, que peu impliqué dans le maintien de l'équilibre (sauf pour le mouvement de balancier des bras), il reste impliqué dans l'évitement de la chute. La force du membre supérieur et sa vitesse de déploiement sont largement responsables de ce qui est appelé le « réflexe para-chute » qui pourrait faire défaut à certains chuteurs et les empêcher d'éviter ou de limiter l'impact d'une chute. (Robinovitch *et al.* 2003; Sabick *et al.* 1999). La force des muscles du membre supérieur peut donc avoir une importance capitale dans la prévention de la chute (DeGoede & Ashton-Miller 2003). Une réduction de la force d'agrippement (de 10,7 kg) augmente le risque de mortalité de 1,36 fois chez les hommes (HR : 1,36 ; IC95% (1,10 – 1,60)) chez les hommes et de 1,67 fois chez les femmes (HR : 1,67 ; IC95%(1,08–2,58))

chez les femmes)(Newman *et al.* 2006). En effet, placer ses mains en avant lors d'une chute pourrait permettre d'éviter le contact de la tête avec le sol ; cependant des études récentes démontrent que le placement des mains en avant n'est pas suffisant pour réduire l'impact de la tête sur le sol, alors qu'une rotation du corps vers l'arrière réduit efficacement ce risque (Schonnop *et al.* 2013).

I.2.2.3. *L'équilibre*

Les chutes, telles que définies dans le cadre des recherches sur les personnes âgées, sont causées par une perte de l'équilibre accidentelle entraînant un contact avec le sol. Afin de mieux comprendre et donc d'éviter ces chutes, il convient de faire de l'étude de l'équilibre une valence centrale de cette thématique. Cette perte d'équilibre semble avoir de multiples causes. Un équilibre précaire chez les 54-75 ans serait lié à la sédentarité, mais aussi au niveau d'éducation (et donc possiblement à la cognition) et à la masse corporelle des individus (Rodríguez López *et al.* 2012). Il y a là aussi une valence socio-économique et les personnes plus aisées seraient moins à même de présenter des troubles de l'équilibre que les personnes les plus défavorisées (Stevens *et al.* 2008).

I.2.2.3.1. **Définitions**

- **La posture** est la description de l'orientation et de la position dans l'espace des différents segments corporels à un moment donné (Viguié 2009).
- **L'équilibre** a pour but le maintien de la posture en dépit des forces de contraintes. En condition dynamique cela correspond à l'adaptation permanente des appuis afin de poursuivre le mouvement. L'équilibre est caractérisé par la projection au sol du centre du centre de masse du corps (CM) : le centre de pression (CdP). Il est projeté dans une surface virtuelle située entre les points d'appuis (les deux pieds) qu'on appelle le « polygone de sustentation » (Figure 9).
- **L'activité posturale** est directement liée à la contraction musculaire impliquée dans le maintien de l'équilibre. Les variations de tonus musculaire et de l'énergie engagée vont donc impacter la qualité de la posture. L'activité posturale obéit à la loi universelle d'adaptation corporelle définie par Busquet *et al.* (2001), selon laquelle, et par ordre de priorité, l'équilibre postural va premièrement avoir comme but le maintien de l'équilibre, ensuite le confort et enfin l'économie d'énergie.
- **Le contrôle postural** permet de conserver la stabilité de la posture. A cause de la position relativement haute du centre de gravité du corps humain, autrement dit du centre de masse (CM) (Figure 9), la stabilité posturale est très dépendante d'un système de contrôle continuellement actif : le contrôle postural (Winter 1995) qui se base sur l'intégration d'informations venant du système sensoriel par le système nerveux central qui module ensuite le système musculaire et définit ainsi la posture.

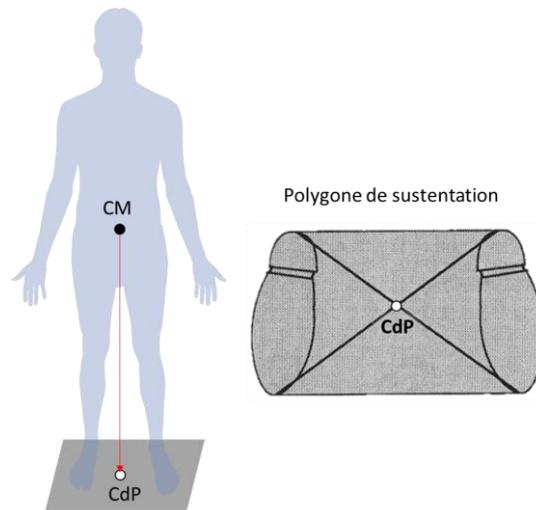


Figure 9: Centre de masse (CM), centre de pression (CdP) et sa projection dans le polygone de sustentation

I.2.2.3.2. Vieillesse et équilibre

Le fonctionnement harmonisé du système sensoriel, du système musculaire, du système nerveux central (Figure 10) permet un maintien optimal de l'équilibre alors qu'un dysfonctionnement de ne serait-ce que d'une seule de ces fonctions entraîne des altérations du contrôle postural et peut augmenter le risque de chute. Ces trois systèmes peuvent être affectés par le vieillissement. La mise en cause des troubles de l'équilibre dans la survenue de la chute rend l'étude et la réhabilitation de ces systèmes primordiaux lors de la prévention de la chute.

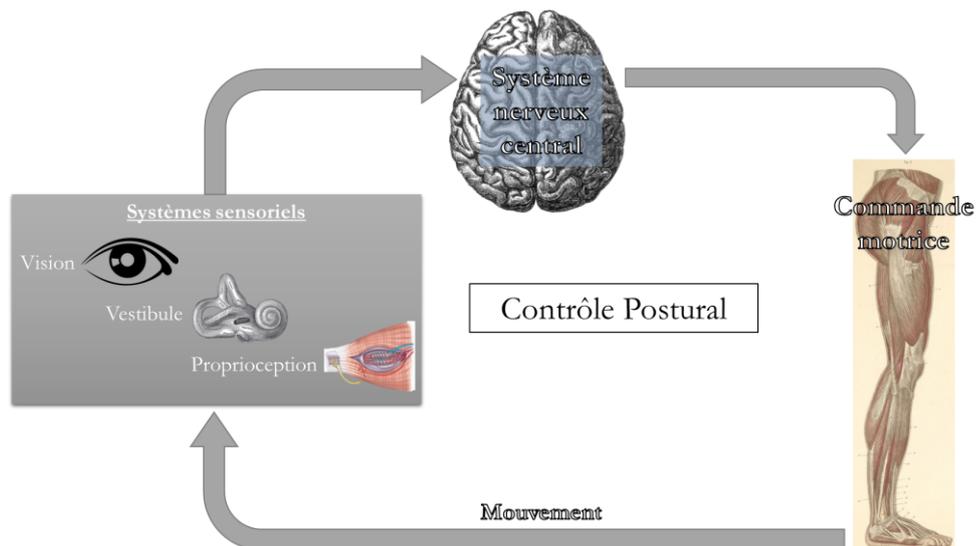


Figure 10 : les systèmes mis en jeu dans le contrôle postural

- Systemes sensoriels

Les systèmes sensoriels impliqués dans l'équilibre sont la vision, la proprioception et le système vestibulaire. La dégradation de ces fonctions physiologiques avec l'âge impacte donc directement la qualité de l'équilibre (Sheldon 1963).

• *Vision*

La vision joue un rôle majeur dans le maintien de l'équilibre, que cela soit en position statique ou lors du mouvement. Les photorécepteurs de la rétine captent les informations visuelles et les transmettent au cortex occipital. Le cortex permet ensuite l'analyse de ces informations et permet l'orientation dans l'espace.

Plusieurs fonctionnalités liées à la vision peuvent être altérées avec l'âge et ainsi affecter la stabilité posturale :

- **L'acuité visuelle** est connue pour être affaiblie chez les seniors et cette diminution a montré une association directe avec l'instabilité posturale. Cependant l'existence d'un lien direct entre acuité visuelle et chute est contesté (Lord 2006).
- **La sensibilité aux contrastes** est impliquée lorsqu'il s'agit de détecter des obstacles sur le sol, particulièrement lorsqu'il fait sombre. Cette sensibilité est directement liée à la qualité de contrôle postural ainsi qu'à la chute des seniors, en particulier lorsque la participation des autres fonctions sensorielles est réduite (Lord 2006; Lord & Menz 2000).
- **La vision périphérique** : le rétrécissement du champ visuel observé fréquemment chez les seniors peut entraîner une baisse de la sensibilité des zones les plus sensibles aux mouvements (Stelmach & Worringham 1985) et donc rendre le contrôle postural moins performant.
- **La perception de la profondeur** a aussi un rôle important lors de la création d'une référence visuelle servant de cadre à la stabilité posturale, elle a aussi montré un lien direct avec le risque de chute (Lord 2006; Lord & Menz 2000).

Les troubles de la vue peuvent être tenus partiellement responsables d'une augmentation du délai que prend le système visuel à alerter le système nerveux central d'un déséquilibre pouvant entraîner une chute, ou de la présence d'obstacles et ainsi augmenter le risque de chute (Lockhart *et al.* 2005). Il est désormais bien connu que malgré la baisse des performances visuelles avec l'âge, les personnes âgées ont tendance à être plus dépendantes de la vue pour maintenir une posture correcte, alors que les plus jeunes s'attachent plus aux informations vestibulaires et proprioceptives (Lord *et al.* 1991), ce qui augmente également le risque de chuter.

- *La proprioception*

La proprioception désigne la perception de la position des différentes parties du corps ; son efficacité est donc fortement liée au contrôle de la posture. La proprioception peut être consciente ou non et tire ses informations sensorielles notamment des faisceaux neuromusculaires et des organes neuro-tendineux. La proprioception, au niveau des articulations des genoux se dégrade aussi avec l'avancée en âge (Skinner *et al.* 1984). La perception de la position dynamique des chevilles est aussi altérée et ces changements sont impliqués dans la baisse de performance d'équilibre des seniors (Verschueren *et al.* 2002).

Les mécanorécepteurs cutanés, bien qu'ils ne soient pas directement considérés comme étant proprioceptifs, renvoient des informations importantes au système nerveux central qui sont complémentaires des informations proprioceptives. Les mécanorécepteurs de la surface plantaire des pieds par exemple, permettent l'intégration d'informations sur la localisation et la force des pressions induites lors de mouvements. Ils influencent donc l'activité des muscles posturaux. (Burke *et al.* 1989). La sensibilité plantaire, elle aussi, est altérée chez les personnes âgées, ce qui rend les informations sur la posture moins précise et donc le contrôle postural moins efficace. Cela pourrait jouer un rôle important dans la survenue des chutes (Perry 2006).

- *Le vestibule*

Le système vestibulaire fait partie de l'oreille interne et joue un rôle primordial dans le contrôle postural. Il informe en permanence sur la position de la tête dans l'espace. Il est constitué de canaux semi-circulaires sensibles aux mouvements de rotation (hochements de têtes, faire « non de la tête », et incliner la tête du côté droit ou gauche) et d'organes otolithiques (utricule et saccule) qui permettent de renseigner sur les accélérations linéaires de la tête (gravité terrestre, et mouvement d'inertie). L'une des fonctions du vestibule étant de synchroniser l'orientation du regard aux mouvements de la tête, on peut étudier la fonction vestibulaire en mesurant les mouvements oculaires induits par des perturbations de la position crâniale, ce qu'on appelle les réflexes vestibulo-oculaires. L'information vestibulaire est transmise des noyaux vestibulaires à la moelle épinière par un faisceau nerveux médian. Celui-ci est responsable de l'adaptation de la position de la tête dans l'espace par la contraction des muscles de la nuque. Un faisceau nerveux latéral qui descend jusqu'aux vertèbres lombaires permet l'adaptation des muscles posturaux, principalement ceux du membre inférieur. C'est ce dernier qui est donc en partie responsable du maintien de l'équilibre. Une évaluation possible et performante du fonctionnement otolithique et de son implication dans l'équilibre mettant en jeu l'information visuelle, proprioceptive et vestibulaire, est l'évaluation de la perception visuelle subjective de la verticale (VVS).

Le vieillissement semble aussi toucher le système vestibulaire. Le réflexe vestibulo-oculaire, serait moins efficace chez les personnes âgées, le regard semble moins capable de suivre les mouvements de la tête de manière linéaire lors de rotations du corps ; ce qui pourrait être responsable d'une vision potentiellement troublée lors de mouvements. (Baloh *et al.* 1993) et donc d'une augmentation du risque de chute. Les voies vestibulo-spinales, sont aussi altérées et peuvent largement jouer un rôle dans la diminution de la qualité du contrôle postural chez les personnes âgées (Lacour *et al.* 2008).

- Système musculaire

La force musculaire, fréquemment réduite lors du vieillissement contribue largement à la qualité de l'équilibre. En effet, le contrôle de l'équilibre tient à la collaboration entre les afférences sensorielles et les efférences motrices (Horlings *et al.* 2008).

Le maintien de l'équilibre statique dépend principalement du contrôle des muscles mobilisateurs de la cheville (Day *et al.* 1993) qui sont particulièrement affectés par l'âge (Winegard *et al.* 1996). Les muscles mobilisateurs de la cheville sont composés de fléchisseurs dorsaux qui permettent de stabiliser la posture vers l'arrière du corps et des muscles fléchisseurs plantaires qui réduisent le déséquilibre antérieur (Hess & Woollacott 2005). Le couple de force de ces deux muscles est directement corrélé à la stabilité posturale ($R=0,37$; $p \leq 0,01$ pour les deux muscles) (Wolfson *et al.* 1995).

Les muscles adducteurs et abducteurs des hanches sont aussi impliqués mais permettent plus particulièrement de conserver la stabilité posturale dans le plan médio-latéral.

Chez des patients de 65 ans et plus, en clinique de réhabilitation, la force d'extension de la jambe (Leg Press) associée à la force des fléchisseurs dorsaux de la cheville comptent même pour 39% de la variance de l'équilibre, mesuré par le test fonctionnel « Berg Balance Scale » (BBS) (Hasselgren *et al.* 2011). Les 61% restant pourraient être expliqués par des déficits d'autres systèmes influençant l'équilibre comme le système sensoriel ou le système nerveux central. Les participants inclus dans cette étude viennent d'une clinique de réhabilitation et ont été inclus après avoir subi des interventions médicales ; il est en effet probable qu'ils présentent des déficits variés pouvant altérer l'équilibre (Hasselgren *et al.* 2011). Cela semble en effet justifier les différences observées avec une étude comparable dans une population de seniors sains qui révèle que le score au BBS est expliqué pour 58% par la force des fléchisseurs plantaires (Daubney & Culham 1999).

Une revue de 2010 de Orr *et al.*, a identifié les muscles mobilisateurs de la cheville et les extenseurs du genou comme des muscles clés du contrôle postural. Certaines études incluses dans cette revue se sont focalisées sur la force musculaire et d'autres sur la puissance. Quatre-vingts quatre pourcent des études incluses à cette revue indiquent une association directe entre la force et l'équilibre et 86% entre la puissance et l'équilibre (Orr 2010). Il est noté que pour ces derniers, ce taux de 86% pourrait

être plus élevé, du fait que les quelques études qui n'ont pas observé de liens directs « puissance-équilibre » utilisaient des tests fonctionnels qui ne mesuraient pas directement la puissance musculaire, comme le test du « sit to stand », au cours desquels les participants devaient s'asseoir et se relever plusieurs fois le plus rapidement possible. Pour l'équilibre des seniors, il semblerait que la puissance musculaire soit un indicateur encore plus sensible que la force (Mayson *et al.* 2008). La puissance serait en effet un indicateur précoce de la présence de déficits posturaux (Orr *et al.* 2006).

Avec l'avancée en âge, la rapidité à laquelle la force du membre inférieur est développée devient de plus en plus déterminante pour la qualité des performances d'équilibre. Utiliser des tests d'équilibre dynamique qui induisent un mouvement du participant, ont permis de mettre en avant l'implication de la vitesse de développement de la force de la jambe dans la qualité du contrôle postural (Izquierdo *et al.* 1999).

Stratégies de cheville et stratégies de hanche

Plusieurs stratégies distinctes ayant comme but le maintien de l'équilibre semblent exister. La stratégie de cheville utilise les muscles mobilisateurs des chevilles afin de déplacer le corps entier, comme un segment linéaire dans l'espace telle un pendule inversé. Cette stratégie est donc principalement associée à des mouvements et des changements d'angle au niveau des articulations des chevilles. La stratégie de hanche qui cette fois utilise la séparation du corps en deux segments joints au niveau des hanches utilise plutôt les muscles du ventre et des cuisses, et est associée à des flexions et extensions du tronc. (Nashner & McCollum 1985). Une dernière stratégie de rétablissement de l'équilibre consiste en un pas afin de recentrer le centre de pression. On peut voir ces stratégies comme étant sur un continuum associé au degré de perturbation de l'équilibre. Une faible perturbation peut être corrigée grâce à une stratégie de cheville, alors qu'une perturbation importante implique de faire un pas pour retrouver l'équilibre (Figure 11).

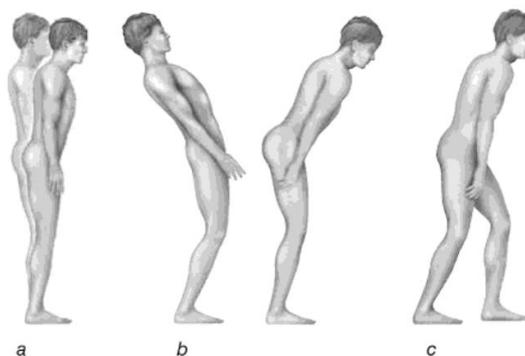


Figure 11 : Les trois stratégies d'équilibration : (a) stratégie de cheville, (b) stratégie de hanche, (c) stratégie de pas (Page et al. 2010)

Les personnes ont tendance à utiliser plutôt des techniques de hanches en vieillissant et même des techniques de pas lorsqu'il est encore possible d'éviter la chute (Rubenstein 2006). Le décalage d'une stratégie à l'autre peut être vu comme étant synonyme de risque accru de déséquilibre et donc de chute (Maki *et al.* 2000). La baisse de l'efficacité des stratégies d'équilibre associées aux chevilles pourrait venir d'une baisse de la force musculaire des muscles impliqués, mais il a aussi été montré qu'une plus grande activation des muscles antagonistes (tibiaux) chez les seniors lors de la remise en équilibre du corps, pouvait être responsable de cette baisse de stabilité (Mixco *et al.* 2012). Ce problème de coactivation pourrait venir de déficiences plus centrales.

- Système nerveux central

Le système sensoriel envoie les informations perçues au système nerveux central qui permet d'analyser et de corriger la posture en adaptant la contraction des muscles posturaux. La vitesse et la qualité de ces adaptations dépendent de la vitesse de réaction et de l'attention, donc de la cognition des personnes qui elle aussi est altérée avec l'âge. La baisse de l'équilibre avec l'âge a donc aussi des causes neurologiques. Alors que l'hippocampe ne serait pas impliqué dans le contrôle postural lors de la marche, il a récemment été montré comme étant impliqué dans la posture statique (Beauchet *et al.* 2016).

I.2.2.3.3. **Evaluation de l'équilibre**

De manière générale, on observe différentes approches de l'évaluation de l'équilibre. L'imagerie médicale permet petit à petit d'apporter des informations sur les centres de contrôle de la posture et leur évolution au cours du vieillissement. Les tests cliniques, en mesurant les performances d'équilibre, permettent de dépister les sujets à risque de chute, mais ne définissent pas l'origine des troubles. Les instruments de mesures ayant rapidement évolué, ils permettent de quantifier plus précisément les performances et de progresser dans la détection et compréhension de l'origine des troubles (Lafont 2009).

Ces techniques ont notamment permis de détecter et qualifier les évolutions de l'équilibre liées à l'âge. La technique la plus répandue, l'évaluation de l'équilibre sur plateforme de force (PFF) statique, a montré que le vieillissement était responsable d'une altération de l'équilibre et plus particulièrement d'une augmentation de la distance du déplacement du centre de pression (CdP) (Figure 12) (Fujita *et al.* 2005).

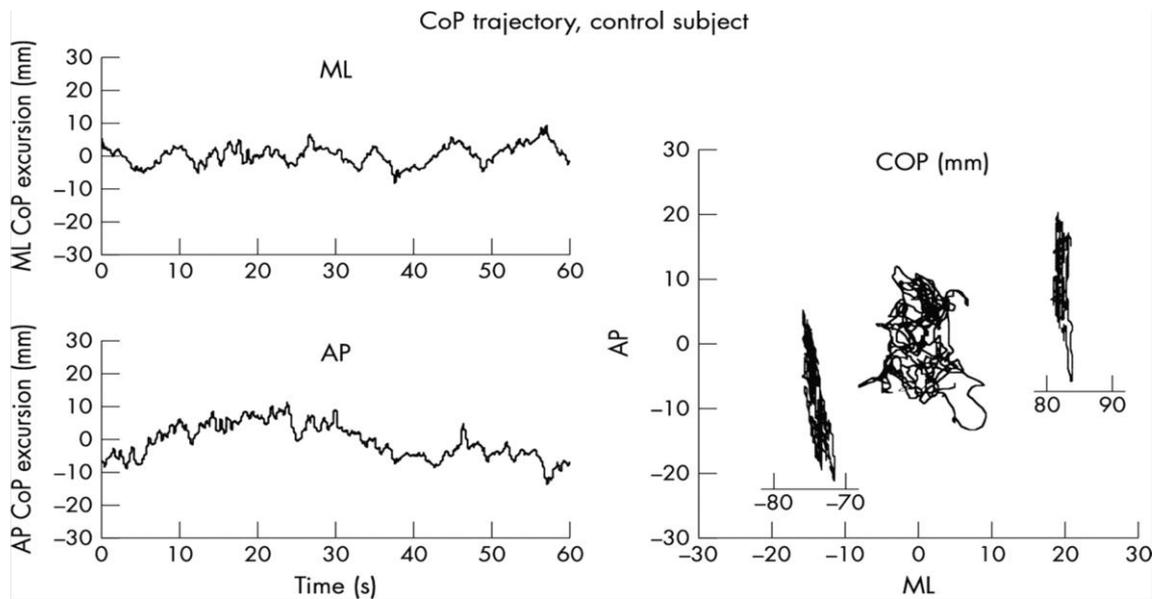


Figure 12 : Trajectoire du centre de pression des pieds (CP) chez un sujet sain. A gauche : Excursion monodirectionnelle du CP dans les directions médio latérale (ML) et antéropostérieure (AP). A droite : Déplacement bidimensionnel des oscillations du CP dans le plan horizontal de chaque pied et de la totalité du corps.

Il est bien connu que la stabilité posturale décline avec l'âge ce qui augmente le risque de chute des seniors (Horak *et al.* 1989; Tinetti *et al.* 1988b). Une revue de 2006 sur l'aspect « prédicteur de chute » des mesures sur plateforme de force statique, montre des résultats très hétérogènes, avec seulement la moitié des études incluses ayant détecté un lien entre les mesures d'équilibre et la survenue de chutes (Piirtola & Era 2006). L'analyse des déplacements du CdP ne semble donc pas toujours discriminer avec précision les sujets chuteurs des sujets non-chuteurs, du moins lorsqu'on étudie l'équilibre dans des conditions statiques (Baloh *et al.* 1998; Brocklehurst *et al.* 1982).

L'utilisation de plateformes dynamiques, entraînant des mouvements d'oscillations ou de translations contrôlés par ordinateur ont permis, en complexifiant la tâche d'équilibre, de montrer que la vitesse et l'amplitude de déplacement du CdP étaient également plus importantes chez les personnes âgées (Baloh *et al.* 1994; Perrin *et al.* 1997). Les mouvements les plus fréquemment utilisés sont des mouvements de type « RAMP » où la plateforme subit une translation rapide puis se stabilise, ou des mouvements sinusoïdaux, au cours desquels la plateforme poursuit un mouvement de va et vient constant (Figure 13). Au cours de ces perturbations induites aux personnes testées, d'autres paramètres que les paramètres spatio-temporels liés aux déplacements du CdP peuvent être extrapolés à partir des forces enregistrées par la PFF. L'énergie nécessaire à la stabilisation, ou le déphasage par rapport au mouvement de sinus de la plateforme peuvent en effet être calculés, et apporter de nouvelles informations sur le contrôle postural des personnes.

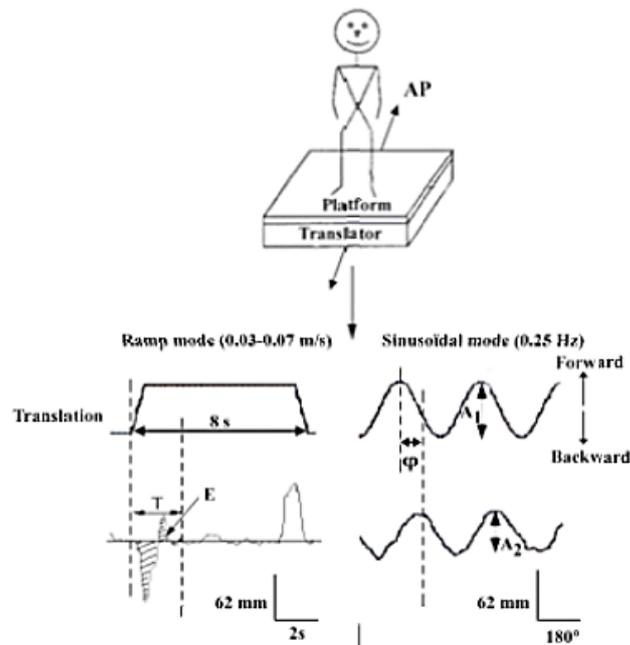


Figure 13: mesure de l'équilibre dynamique sur plateforme de force translationnelle avec des mouvements de type RAMP et SINUS (Venera Ghulyan et al. 2005)

Le passage à l'équilibre dynamique semble représenter une difficulté supplémentaire pour les seniors (Horak 2006), et la complexification de la tâche d'équilibre semble être responsable d'une plus grande dégradation des performances. Maki et al. (1990) ont montré que bien que les performances en équilibre statique étaient altérées par le vieillissement, lorsque les participants étaient soumis à des perturbations induites par la plateforme, l'équilibre des seniors était beaucoup plus altéré que celui des jeunes (Maki *et al.* 1990). Les tests d'équilibre dynamique semblent donc plus sensibles à l'instabilité posturale des seniors. En effet, les chuteurs lors de mouvements translationnels, auraient des déséquilibres plus importants (surtout dans le plan latéral), ils auraient également besoin de dépenser plus d'énergie pour stabiliser leur équilibre. Avec ces techniques, les chuteurs seraient détectés avec une sensibilité de 97% (Ghulyan & Paolino 2005).

I.2.2.4. *La locomotion*

I.2.2.4.1. **Définition**

La locomotion est le mouvement du corps dans l'espace. Elle implique le balancement du poids du corps d'une jambe à l'autre. La locomotion est effectuée de manière automatique et

pratiquement inconsciente. Elle nécessite un contrôle postural et donc l'intégration des informations sensorielles (Bohannon 2006).

I.2.2.4.2. **Vieillesse et locomotion**

Les différentes altérations qui affectent la posture ont aussi un effet notable sur la locomotion. Une étude épidémiologique longitudinale de 2006 a montré que les personnes de 70 ans et plus étaient plus de 35% à présenter des troubles de la marche, avec une diminution relativement rapide des performances au cours du temps pour 19% d'entre eux. Les hommes et les femmes étaient aussi nombreux à présenter des troubles de la marche. Les causes avancées pour la présence de ces troubles de la marche, étaient pour 15,7% des troubles neurologiques (ex : AVC, parkinson...) et pour 20,8% des troubles non-neurologiques (arthrose, problèmes cardiaques ...), les autres causes n'étaient pas précisées (Verghese *et al.* 2006).

Chez les seniors, la vitesse de marche et la longueur du pas sont significativement plus faibles que chez des sujets plus jeunes (Lockhart *et al.* 2005). Une étude suivant plus de 2000 personnes de plus de 70 ans sur 3 ans montre que la vitesse de marche et la longueur du pas sont prédicteurs du risque de dépendance, d'institutionnalisation et de mortalité. (Woo *et al.* 1999) Ces adaptations sont comprises comme étant des stratégies visant à adapter la marche aux différents déficits fonctionnels décrits dans les chapitres précédents afin de sécuriser celle-ci. La baisse des performances de marche avec l'âge est un indicateur puissant de l'incapacité des personnes à effectuer leurs activités de la vie courante (Potter *et al.* 1995). De plus le déclin des performances de marche est également associé à une baisse de capacité aérobie : en effet, pour une même distance, la marche spontanée à allure normale est plus consommatrice d'oxygène chez les personnes âgées (Waters *et al.* 1988).

Chez les personnes âgées autonomes, les facteurs principaux affectant la vitesse de marche comprennent l'âge (OR : 3,56), l'alphabétisation (OR : 3,20), l'indépendance (évaluée par l'IADL) (OR : 2,74) ; les maladies cardiovasculaires (OR : 2,15) et la sédentarité (Busch *et al.* 2015). La vitesse de marche est aussi fortement liée à la force des muscles mobilisateurs de la cheville. C'est en effet un des meilleurs prédicteurs des variations interindividuelles de la vitesse de marche parmi les seniors (Bendall *et al.* 1989).

La rapidité à laquelle on développe la force des muscles de la cheville serait limitante lors de la marche des seniors. L'analyse de l'activité musculaire au cours de la marche a révélé qu'une des différences importantes entre les chuteurs et les non chuteurs provenait d'une activation tardive des muscles fléchisseurs dorsaux de la cheville au cours de la phase oscillante (Figure 14) (Kemoun *et al.* 2002). Une étude a comparé la biomécanique des chutes dues à des glissements induits en laboratoire entre 3 groupes de personnes d'âges différents. Les trois groupes glissent autant au cours de la marche, mais c'est la récupération de l'équilibre qui est bien plus lente et moins efficace

chez les plus âgées (Lockhart *et al.* 2005). Les personnes âgées ont tendance à mobiliser plus les muscles extenseurs proximaux (au niveau des hanches et des genoux) et moins les extenseurs distaux (au niveau des chevilles) probablement à cause de la réduction de la force des muscles des chevilles (Monaco *et al.* 2009) ce qui pourrait expliquer leur plus grand risque de chute.

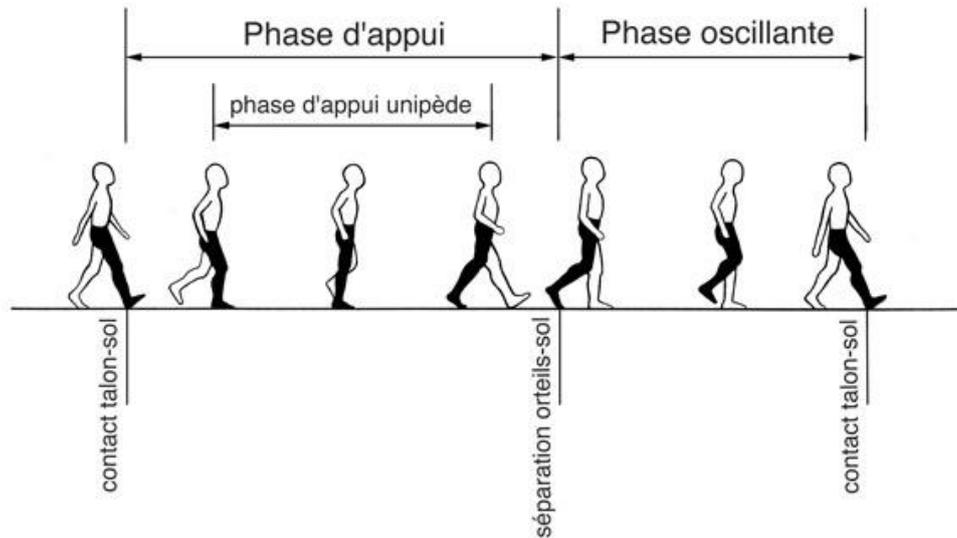


Figure 14: Cycle de la marche (Stepping Into Better Health—The Insidious Neuroma | APOM 2016)

La vitesse de marche montre un lien direct avec le nombre de chutes répertoriées chez des hommes de 70 – 80 ans (de Rekenire *et al.* 2003). Cependant, l'évaluation de la marche dans des conditions classiques semble efficace pour discriminer chuteurs et non chuteurs dans des populations de seniors « fragiles » ; mais pour comprendre la chute des seniors « sains » il faut s'intéresser à d'autres paramètres ou alors évaluer la marche dans d'autres conditions, plus complexes.

Il semble que ce soit la variabilité, l'irrégularité des paramètres caractérisant chaque pas, comme leur longueur ou leur durée, qui peut montrer un lien avec l'instabilité posturale. Cette variabilité serait liée à une baisse de la qualité du caractère automatique de la marche. L'augmentation de la variabilité de la longueur du pas se retrouve chez des seniors atteints de démences (Visser 1983) mais semble absente chez les seniors sains (Gabell & Nayak 1984). Une variabilité du pas élevée ne peut donc être considérée comme liée au vieillissement normal. Ces hypothèses ont récemment été confirmées. En effet la variabilité de la position des différents segments composant le corps seraient surexprimée chez les personnes qui chutent (Kobayashi *et al.* 2014). Alors que la réduction de la longueur du pas et de la vitesse de marche seraient des facteurs plutôt associés à la peur de tomber et donc possiblement synonyme d'une sécurisation de la locomotion ; la variabilité de la marche serait un réel prédicteur du risque de chute (Maki 1997).

Une des problématiques qui peut aussi exister lors de l'analyse de la marche dans ces conditions, est qu'il est difficile de détecter des sujets à risque de chute lors de situations qui ne présentent pas réellement de risques. C'est le cas lorsqu'on demande à des personnes de marcher simplement à

leur rythme en ligne droite dans le contexte d'un laboratoire d'analyse de la marche. Il semblerait donc utile de complexifier la tâche de marche.

Les obstacles sont couramment rencontrés lors de la locomotion et représentent une situation à fort risque de chute (Galna *et al.* 2009). Lorsque l'on compare la locomotion de jeunes individus (22 ans en moyenne) avec celle de seniors sains (71 ans en moyenne), on observe que les plus âgés mettent plus temps à enjamber l'obstacle (Chen *et al.* 1991). Cette adaptation semble être une stratégie visant à sécuriser le passage d'obstacle (Galna *et al.* 2009). Il apparaît que les personnes âgées ont tendance à surestimer leur capacité à passer au-dessus d'obstacles, ce qui augmente encore leur risque de tomber. Les personnes âgées sujettes à la chute ont en effet deux fois plus tendance à surestimer cette capacité que les personnes qui ne chutent pas (Sakurai *et al.* 2013). Cette surestimation, n'est pas liée à la perception visuelle de la profondeur (Sakurai *et al.* 2016) mais il est établi que le passage d'obstacle demande plutôt une implication importante en ressources cognitives et musculaires (Patla & Rietdyk 1993). Le passage d'obstacle serait en particulier lié aux performances exécutives (Di Fabio *et al.* 2005).

A notre connaissance, les paramètres évalués lors du passage d'obstacle n'ont jamais été mis en relation avec la gravité de la chute. Il a néanmoins été montré qu'un programme d'entraînement à la négociation d'obstacles permettait de réduire le risque de chute et le risque de fracture (Yamada *et al.* 2012).

La majorité des études utilisent la marche spontanée, évaluée par des systèmes cinétiques ou cinématiques, mais certaines études se sont attachées à modifier la charge cognitive au cours de la marche, c'est le cas des études étudiant la marche en double tâche.

I.2.2.5. *La cognition*

I.2.2.5.1. **Définition**

La cognition peut se définir comme l'ensemble des activités et des processus mentaux impliqués dans les relations avec l'environnement. Les fonctions cognitives comprennent :

- **les fonctions instrumentales** comprennent le langage, les gnosies et praxies,
- **la mémoire** qui permet de retenir les informations à plus ou moins long terme et les manipuler mentalement grâce à la mémoire de travail,
- **les fonctions attentionnelles** qui permettent de moduler l'intensité de l'attention portée sur une tâche et de sélectionner les informations d'intérêt (Zomeran & Brouwer 1994),
- **les fonctions exécutives** opèrent dans les situations les plus complexes ou conflictuelles, et sont composées entre autres de la flexibilité mentale, l'inhibition et la planification. Elles permettent l'initiation et le contrôle des activités motrices ainsi que des autres processus cognitifs (Miyake *et al.* 2000).

Des tests adaptés aux personnes âgées pour mesurer la cognition de manière globale sont largement plébiscités par les études s'intéressant à la cognition des seniors. Les deux plus communs sont le test du Mini Mental State (MMS) (Folstein *et al.* 1975) et le Montreal Cognitive Assessment (MoCA) (Nasreddine *et al.* 2005) qui contrairement au test précédent est particulièrement sensible aux troubles des fonctions exécutives.

Les différentes fonctions cognitives agissent généralement de concert. De nombreux tests neuropsychologiques, afin d'en mesurer les performances spécifiques, tentent de différencier les processus impliqués. Ces mesures psychométriques ont permis de révéler le lien maintenant bien connu entre cognition et vieillissement.

I.2.2.5.2. Vieillesse et fonctions cognitives

Les relations entre le vieillissement et le déclin de la cognition ont fait le sujet de nombreuses études et il est important de noter que toutes les capacités cognitives ne se retrouvent pas détériorées chez les seniors (Verhaeghen & Salthouse 1997).

Jacqmin-Gada *et al.*, (1996), dans une étude longitudinale s'intéressant à des personnes entre 65 et 90 ans, observent que la cognition globale chez des seniors sains (avec le MMS) semble globalement préservée lors du vieillissement. Cependant, cette préservation serait directement liée au niveau d'éducation des personnes et concernerait surtout les seniors les plus éduqués (Figure 15) (Jacqmin-Gada *et al.* 1997).

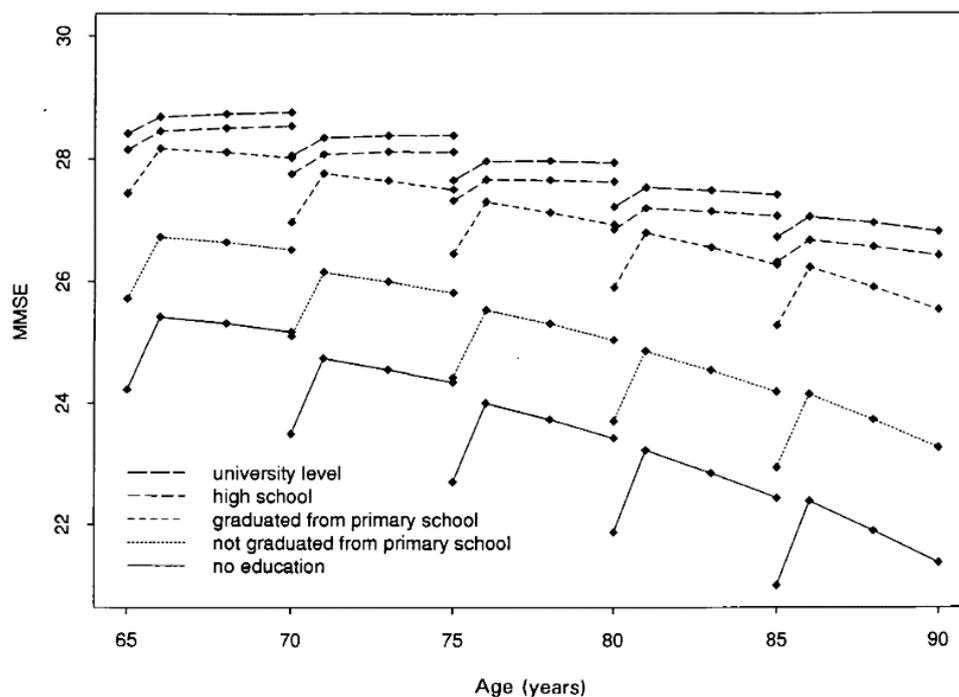


Figure 15 : Évaluation du score de cognition globale par MMSE selon l'âge des participants (Jacqmin-Gada *et al.* 1997)

Bien que la mémoire, notamment la mémoire à court terme, montre des signes de défaillance avec l'avancée en âge (Orsini *et al.* 1986), les fonctions exécutives semblent préférentiellement concernées et peuvent présenter des déficits dès un âge relativement précoce (Collette & Salmon 2014). En effet, le cortex préfrontal, siège cérébral des fonctions exécutives (Collette *et al.* 2006) semble être le siège préférentiel des modifications structurelles et fonctionnelles liées à l'âge (Desgranges *et al.* 2008). Ceci serait également en accord avec des théories récentes plaçant les déficits exécutifs au centre du déclin cognitif (West 1996).

I.2.2.5.3. La cognition dans la locomotion

Le lien entre cognition et marche a fait l'objet de nombreuses études. La locomotion, même chez des jeunes adultes fait intervenir la cognition et plus particulièrement l'attention (Yogev-Seligmann *et al.* 2008). Ceci expliquerait l'interrelation existant entre la marche et la cognition : une altération de la qualité de la marche, notamment de sa vitesse, serait un marqueur précoce du déclin cognitif (Camicioli *et al.* 1998). Et de la même manière le déclin de la qualité de la marche peut-être prédit par un déclin des performances cognitives (Atkinson *et al.* 2007). Cependant, il a récemment été révélé que les performances de marche étaient plus prédictives de troubles cognitifs que la réciproque (Best *et al.* 2016).

Une étude longitudinale sur 8 à 10 ans (Baloh *et al.* 2003), comprenant 59 personnes âgées saines, montre que le déclin de la marche et de l'équilibre observé avec l'âge n'est que faiblement expliqué par les déclin des systèmes vestibulaires, visuels, auditifs et somatosensoriels. En revanche, les hypersignaux de la substance blanche, connus pour être liés aux troubles de la cognition et notamment de la vitesse de traitement de l'information (Birdsill *et al.* 2014), étaient le paramètre le plus corrélé aux déclin de la marche et de l'équilibre. Les troubles de la mobilité seraient donc finement liés au système nerveux central et donc possiblement à la cognition. Une des plus grandes études longitudinales sur les liens cognition-marche sur plus de 2000 participants âgés sains a établi que le déclin de la vitesse de marche pouvait être prédit par la cognition globale ainsi que par les performances exécutives (Atkinson *et al.* 2007). En effet, le cortex préfrontal, impliqué dans le fonctionnement exécutif, semble aussi jouer un rôle important dans la locomotion (Pugh & Lipsitz 2002) et son implication augmente lorsque la complexité de la tâche de locomotion devient importante (Malouin *et al.* 2003). Les troubles du fonctionnement exécutif, ainsi que de l'attention semblent largement impliqués dans les déficits de performances de marche observés au cours du vieillissement (Yogev-Seligmann *et al.* 2008).

L'impact du déclin cognitif sur la marche n'est pas sans conséquences, les personnes âgées présentant des troubles cognitifs sont deux fois plus à même de subir une chute en comparaison avec les personnes ne présentant pas ces troubles (Segev-Jacobovski *et al.* 2011). Lorsqu'on

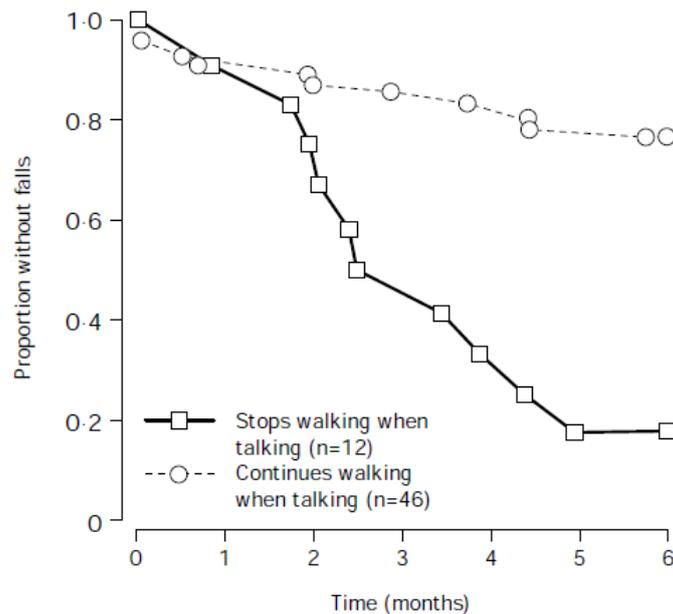
synthétise les recherches les plus récentes, le consensus actuel serait que les troubles détectables par les tests de cognition globale ne sont pas forcément impliqués dans la survenue de la chute. Ce serait spécifiquement l'attention et les fonctions exécutives qui seraient les plus altérés chez les chuteurs (Segev-Jacobovski *et al.* 2011).

Une grande partie des études s'intéressant à la marche le font au cours d'un test de marche spontanée. Dans ce cas, la marche peut être considérée comme très automatique et ne faisant que peu appel à des fonctions supérieures. De plus, ce genre de situation est peu écologique, la marche simple en ligne droite, sur un sol parfaitement plat n'est pas une situation rencontrée dans la vie de tous les jours. Il y a donc nécessité à complexifier les tests de marche de manière à pouvoir étudier les interactions qu'elle présente avec la cognition. Les paradigmes de double tâche semblent particulièrement adaptés.

I.2.2.6. *La double tâche*

I.2.2.6.1. **Définition**

Afin d'étudier les interactions entre la marche et la cognition, les chercheurs ont mis en place des paradigmes de Double Tâche (DT) qui se définissent par la réalisation simultanée d'une tâche dite « primaire » et d'une tâche dite « secondaire ». La réalisation de ces tâches peut être perturbée lorsqu'elles mettent en jeu une ou plusieurs fonctions identiques (Abertnethy 1988). Selon Beauchet et Berrut (2006) « les paradigmes de DT reposent sur l'hypothèse que deux tâches réalisées simultanément interfèrent si elles utilisent des sous-systèmes fonctionnels et/ou cérébraux identiques » C'est ce qu'on observe communément quand une personne s'arrête de marcher lorsqu'elle se met à parler : la marche demandant de l'attention, la locomotion est arrêtée lorsqu'une autre tâche attentionnelle est en jeu. Cette DT, est devenue très fréquente en pratique clinique après avoir été utilisée par Lundin-Olsson *et al* (1997). Elle a montré que des valeurs prédictives du risque de chute avec cette double tâche étaient meilleures qu'avec les tests classiquement utilisés (Figure 16)(Lundin-Olsson *et al.* 1997).



Kaplan-Meier curves for falls during 6 months

Figure 16 : Courbe de Kaplan-Meier : proportion de la population sans chute au cours des 6 mois de suivis selon que les personnes s'arrêtent de marche ou non lorsqu'elles commencent à parler (Lundin-Olsson *et al.* 1997)

I.2.2.6.2. Vieillesse et double tâche

Une revue et méta-analyse de 2011 établit que 70% des études s'étant intéressées à la DT notent une réduction de la vitesse de marche lors d'une tâche cognitive concomitante. Cette réduction de vitesse serait directement liée à l'âge et aux performances cognitives des personnes. Cette revue montre également une réduction de la longueur, de la durée du pas et une augmentation de la variabilité du pas en situation de DT (Al-Yahya *et al.* 2011).

Les performances obtenues lors du paradigme de DT qui associe simultanément une tâche de mobilité (de marche ou d'équilibre) à une tâche cognitive sont altérées chez les personnes chuteuses (Shumway-Cook *et al.* 2000; Shumway-Cook *et al.* 1997). La situation de DT semble mettre en exergue la pertinence de l'utilisation de la variabilité du pas comme paramètre d'évaluation, en effet la DT semble affecter la variabilité de la locomotion spécifiquement chez les personnes âgées sujettes à la chute (Springer *et al.* 2006). C'est donc surtout la variabilité du pas qui pourrait être mis en cause dans l'instabilité posturale responsable de l'augmentation de la chute, surtout lorsque les personnes âgées sont en situation de double tâche. Cette hausse de la variabilité chez les personnes âgées montre une forte association avec une baisse de performances de fonctionnement exécutif (Allali *et al.* 2008; Beauchet *et al.* 2010) alors que les fonctions mnésiques ne seraient pas impliquées (van Iersel *et al.* 2008).

Une étude récente a montré que les chuteurs, comparés aux non chuteurs, présentent des défauts d'activation cérébrale ainsi qu'une baisse de temps de réaction qui seraient donc également responsables des baisses de performance en DT (Nagamatsu *et al.* 2016).

L'évaluation des personnes âgées par un paradigme de double-tâche apparaît donc comme totalement appropriée, surtout dans le cadre de la détection du risque de chute. Cependant, certains biais méthodologiques sont présents lors de l'évaluation de la locomotion en double tâche. Les deux tâches (de cognition et de marche) ne sont pas toujours évaluées et certaines études ne se concentrent que sur l'une des deux. Evaluer les deux tâches présentent un véritable intérêt, les sujets jeunes ou âgés sains ont tendance à privilégier les performances de marche (« posture first ») ce qui n'est pas le cas des personnes atteints de la maladie Parkinson qui ont tendance à privilégier la cognition au détriment de la locomotion (Bloem *et al.* 2001). La présence de trouble neurologique a donc tendance à faire que les personnes ne priorisent plus la marche en situation de DT, ce qui augmente le risque de chute. En effet, de nombreuses pathologies peuvent affecter la mobilité et la cognition.

I.2.2.7. Les pathologies

I.2.2.7.1. Affections ostéo-articulaires

Le vieillissement affecte de manière significative les articulations du corps. L'articulation de la hanche en particulier est affectée par l'âge. Il semblerait même qu'elle soit une des articulations les plus affectée lorsqu'on la compare aux autres articulations du membre inférieur (Kerrigan *et al.* 2001). Le degré maximal du mouvement de cette articulation semble être un prédicteur possible de la chute. L'articulation impliquée dans l'extension de la hanche, l'articulation coxo-fémorale, perd en liberté avec l'âge, mais surtout présente une amplitude largement réduite chez les personnes qui chutent (Figure 17) (Kerrigan *et al.* 2001) Les douleurs ostéo-articulaires semblent être une des causes les plus fréquentes de douleurs des seniors, et ces douleurs peuvent régulièrement nuire à leur mobilité.

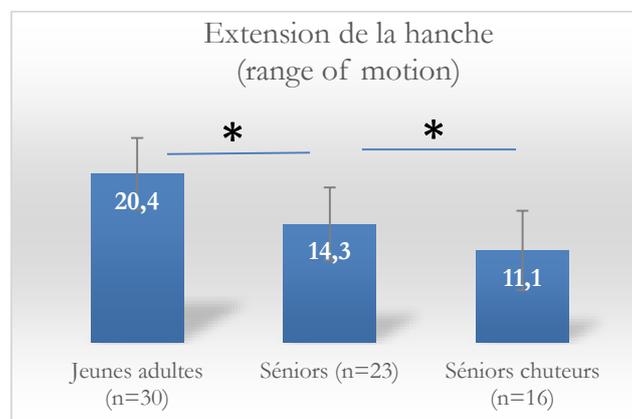


Figure 17 : Extension de la hanche en fonction de l'âge (adapté de Kerrigan *et al.* 2001)

L'ostéoporose, caractérisée par une faible masse osseuse, est une détérioration de la microarchitecture du tissu osseux (HAS, 2011). Bien que l'ostéoporose ne soit pas directement liée à la survenue des chutes, elle peut être responsable de fracture entraînée par la chute. Cependant, l'importance de l'implication de la densité osseuse dans la survenue des fractures causées par des chutes et de plus en plus remise en cause et d'autres facteurs de risque semblent largement impliqués (Luukinen *et al.* 1996). De plus il a été montré que les médicaments contre l'ostéoporose n'ont qu'un effet très minime sur la réduction de la survenue de fractures non vertébrales (Briot *et al.* 2012).

I.2.2.7.2. **Maladie neurodégénératives**

Les troubles de mobilité dans la maladie de parkinson sont bien connus, et 38 à 68% des patients atteints de Parkinson sont sujets à la chute. Les chutes sont également fréquentes chez les patients atteints de la maladie d'Alzheimer, elle serait même deux fois plus nombreuses que chez les personnes « saines ». Dès les stades précoces de la maladie, le risque de chute est plus important que chez des sujets sains probablement à cause des prémices de troubles de marche et de cognition associés à cette maladie (Stark *et al.* 2013). La dégénérescence maculaire liée à l'âge (DMLA), affecte le système visuel et augmente donc également le risque de chute des seniors (Wood *et al.* 2011). Le risque de chute est également largement augmenté après la survenue d'accidents vasculaires cérébraux (Verheyden *et al.* 2013).

I.2.2.7.3. **Autres pathologies**

Le diabète

Le diabète chez les personnes de plus de 60 ans est associé avec de nombreux troubles de la mobilité. Les seniors diabétiques sont plus nombreux à rencontrer des difficultés lors de la montée d'escaliers, ou pour marcher sur des distances assez longues (1 mile). Ils ont aussi une vitesse de marche souvent réduite et des dysfonctions du membre inférieur et de l'équilibre. Ces différentes altérations pourraient expliquer l'association trouvée entre le diabète et la chute de femmes de plus de 60 ans (OR : 1,58 ; IC95%(1,21–2,08)) (Gregg *et al.* 2000).

La dépression

La dépression et la chute des seniors sont largement associées (OR : 1,63 ; IC95% (1,36-1,94))(Deandrea *et al.* 2010) mais la relation entre la chute et cette maladie est complexe. En effet, la dépression peut entraîner une plus grande peur de tomber, des dysfonctionnements cognitifs, des troubles du sommeil et de la nutrition et des altérations de la marche qui peuvent entraîner une

augmentation du risque de chute. Les antidépresseurs peuvent réduire les symptômes de la dépression, mais peuvent eux aussi entraîner des troubles de l'équilibre. Il faut aussi comprendre que la chute augmente aussi le risque de dépression (Iaboni & Flint 2013).

L'incontinence

L'incontinence touche un grand nombre de seniors et son association avec la chute est bien connue (OR 1,73 ; IC95%(1,6-1,88))(Bloch *et al.* 2013). Ce lien peut être expliqué par des situations à risque entraînées par l'urgence d'aller aux toilettes, également par le fait de multiplier les tâches comme marcher rapidement, se concentrer sur le contrôle de l'envie pressante d'uriner, négocier les obstacles de la maison. L'incontinence peut aussi augmenter l'isolement sociale et la sédentarité et donc augmenter le risque de chute (Chiarelli *et al.* 2009).

Les troubles cardiovasculaires

La prévalence de l'hypertension chez les personnes de plus de 65 ans atteindrait 65% et continuerait de croître. Les prévisions indiquent même que le nombre de personnes atteintes d'hypertension atteindrait 1.56 milliard d'ici 2025 (Kearney *et al.* 2005). Une apparition relativement tôt de hautes pressions artérielles conduirait à de plus grands risques de troubles de la cognition et même de démences (Qiu *et al.* 2005). L'hypertension artérielle est aussi responsable d'une réduction de la mobilité, et notamment d'un déclin plus rapide de la vitesse de marche (Rosano *et al.* 2011), mais aussi de l'équilibre (Di Iorio *et al.* 2009). Ce qui expliquerait en partie le plus haut taux de chute observé chez les hypertendus (Gangavati *et al.* 2011).

I.2.3. LES FACTEURS LIÉS AUX COMPORTEMENTS

Certains facteurs de risque de chute sont liés aux comportements. Il a été rapporté que la peur de tomber, la prise de médicaments, et la sédentarité pouvaient augmenter les risques de tomber (Figure 18) (Bloch *et al.* 2013).

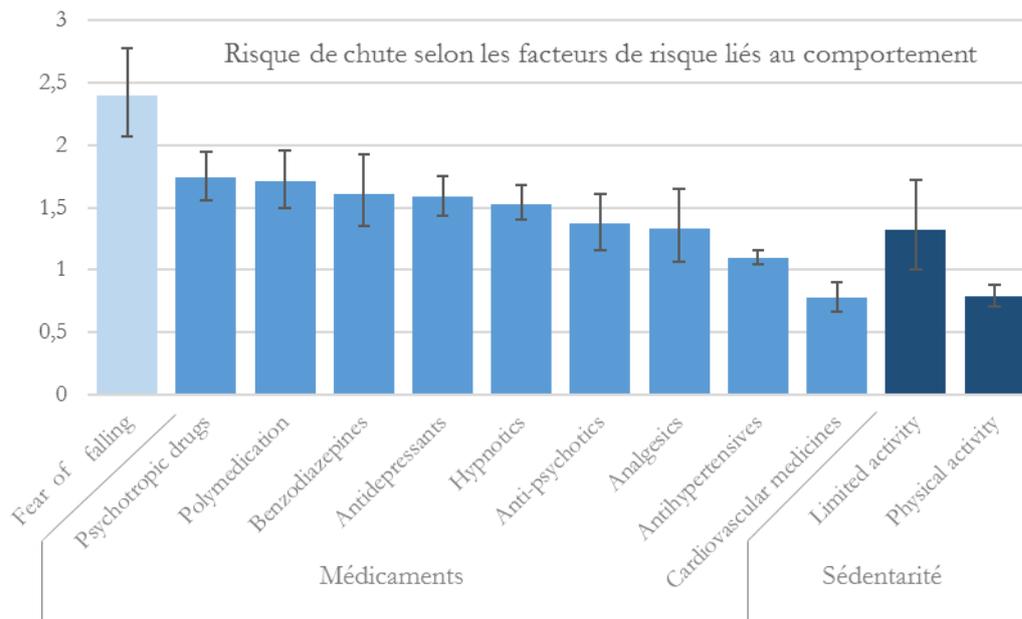


Figure 18: facteurs de risques de chute liés aux comportements, adapté de Bloch *et al.* (2013)

I.2.3.1. La peur de tomber

La peur de tomber a un impact important sur la qualité de vie des seniors et serait même, par ordre d'importance, le 3^{ème} facteur de risque de chute (Deandrea *et al.* 2010). L'augmentation de la peur de tomber après une chute et l'implication de cette même peur de tomber dans les chutes qui risquent de suivre expliquent le fait que la revue de Bloch *et al.* placent "les antécédents de chute" parmi les facteurs de risque les plus importants de chutes futures (OR=3.86, IC95% : 3.42-4.37) (Frederic Bloch *et al.* 2013). Après une première chute, les seniors ont tendance à devenir plus sédentaires, et donc plus socialement isolés, ce qui aurait pour effet de réduire les performances musculaires et la qualité de vie. (Lachman *et al.* 1998; Li *et al.* 2003). Une étude récente donne cependant un nouveau regard sur l'implication de la peur de tomber dans la chute. En effet, la peur de tomber (et la confiance en son équilibre) serait un facteur de risque de chute seulement chez les seniors ayant des troubles de la marche et de l'équilibre (Allali *et al.* 2017), la peur de tomber seule ne serait donc pas nécessairement un facteur de risque de chute pour tous.

I.2.3.2. *Les médicaments*

De multiples études se sont intéressées au lien entre les médicaments et la chute chez les personnes âgées. Nous limiterons ici notre analyse de la littérature aux types de traitements médicamenteux qui ont le plus souvent été associés à la survenue de la chute chez les seniors : la polymédication, les psychotropes, et les antihypertenseurs.

I.2.3.2.1. **Polymédication et chute**

La polymédication correspond à la prise journalière de plusieurs médicaments. Le coût de la polymédication est multiple : les médicaments coûtent en effet aux gouvernements, aux assurances, et aux individus ; mais la polymédication affecte aussi directement la santé. La polymédication est bien connue pour augmenter le risque de chute des seniors (Ambrose *et al.* 2013; Tinetti *et al.* 1988a). De nombreux médicaments sont connus comme étant responsables de chutes (Hartikainen *et al.* 2007a), mais l'utilisation concomitante de plusieurs médicaments est aussi incriminée dans le risque de chute, et ce quelles que soient les classes de médicaments impliquées, à cause des interactions entre la pharmacocinétique et la pharmacodynamique des différentes molécules (Johnell & Klarin 2007). En effet, plus une personne prend de médicaments, plus le nombre d'interactions médicamenteuses incontrôlées est grand, ce qui augmente grandement le risque de chute (Y. Chen *et al.* 2014; Kojima *et al.* 2012). Pire *et al.* (2009) ont montré qu'au-delà de 65 ans, 44% des hommes et 67% des femmes prennent plus de 4 médicaments par jour. Il a été démontré que l'utilisation de 5 médicaments et plus représentait une aggravation du risque de chute (Gnjidic *et al.* 2012; Kojima *et al.* 2012). Freeland *et al.* (2012) ont montré que le risque de chute augmente de 14% avec chaque médicament pris (au-delà de 4 médicaments) chez les personnes de plus de 65 ans résidant en maison de retraite. Cependant les effets néfastes de la polymédication chez les seniors, notamment sur la mobilité et la cognition, n'a reçu qu'une faible attention de la part des médecins et des chercheurs.

I.2.3.2.2. *Psychotropes et chute*

Le rôle des psychotropes dans la chute chez les personnes âgées a été souvent étudié. Dans une récente revue, Hill et Wee indiquent que la prise de n'importe quel psychotrope augmente le risque de chute de près de 47% et ce indépendamment des autres facteurs de risque (Hill & Wee 2012). Il apparaît par ailleurs que le nombre de chutes augmente quand la dose de psychotrope est élevée et que le risque de tomber est nettement plus important lorsque le sujet prend deux psychotropes, ou lorsqu'il prend un psychotrope et qu'il présente au moins un autre facteur de risque de chute (Leipzig *et al.*, 1999).

Les hypnotiques, en particulier les benzodiazépines, très prescrites, semblent être une cause importante de chute, puisque 46% des chuteurs âgés de plus de 80 ans, prennent des benzodiazépines (contre 29% des non chuteurs) (Pariente *et al.* 2008). Un lien de causalité entre la prise d'antidépresseur ou de benzodiazépine et le risque de chute grave (entraînant une blessure) a également été rapporté : il semble néanmoins possible que la pathologie ayant motivé la prescription puisse être à l'origine de ces chutes (Hill & Wee 2012). L'équilibre serait notamment altéré chez les personnes prenant des médicaments antiépileptiques (Petty *et al.* 2010). Le Zolpidem, un sédatif dérivé des benzodiazépines aurait également des effets négatifs sur l'équilibre (Frey *et al.* 2011). Une revue de la littérature de Peron *et al.* cite plusieurs études montrant des effets négatifs des benzodiazépines sur les performances physiques et la mobilité, d'autres psychotropes ont également été démontrés comme étant responsables d'une baisse de la vitesse de marche. Les psychotropes à propriété anticholinergique seraient eux aussi responsables de baisse de performances motrices (Peron *et al.* 2011). La plupart des psychotropes sont connus pour altérer les fonctions cognitives. Le Zolpidem serait responsable de troubles de la mémoire de travail et de certaines fonctions exécutives (Frey *et al.* 2011).

En outre, chez les personnes ayant des performances cognitives et motrices déficitaires, la prise d'hypnotiques ou d'anxiolytiques augmenterait grandement le risque de tomber (Whitney *et al.* 2012).

I.2.3.2.3. Antihypertenseurs et chute

Les antihypertenseurs sont de plus en plus prescrits. La principale cause de chute due aux antihypertenseurs est l'hypotension orthostatique et les malaises consécutifs qu'ils induisent, notamment en cas de surdosage répété (Shuto *et al.* 2010): Une revue de la littérature de Peron en 2011 recueille plusieurs résultats démontrant une baisse des performances de mobilité lors de la prise d'antihypertenseurs (Peron *et al.* 2011). Cependant, les effets des antihypertenseurs semblent très dépendants du type de molécule utilisée.

Les β -bloquants pourraient avoir des effets négatifs sur la mémoire (Paran *et al.* 2010), les inhibiteurs de l'enzyme de conversion centraux pourraient améliorer les performances cognitives, tout comme les diurétiques (Obisesan 2009) alors que les inhibiteurs de l'enzyme de conversion non-centraux seraient néfastes (Sink *et al.* 2009). Les antagonistes des récepteurs à l'angiotensine II seraient les plus bénéfiques et apporteraient des améliorations des fonctions exécutives (Hajjar 2012) et de la mémoire (Fogari *et al.* 2004) chez les hypertendus. L'hypertension ayant des effets négatifs sur l'attention, les antihypertenseurs pourraient contrecarrer les altérations cognitives liées à l'hypertension. La posologie est à prendre en compte, une baisse trop importante de la pression

artérielle pouvant affecter les régions cérébrales impliquées dans des fonctions cognitives liées à la chute, comme le cortex frontal (Hadjiev & Mineva 2011).

Gribbin *et al.* (2011) se sont penchés sur les liens entre les différentes sous classes d'antihypertenseurs et leurs effets sur le risque de chute chez des sujets de plus de 60 ans à partir d'une base de données de plus de 9 millions de patients anglais. Leurs résultats montrent que la thiazide (un diurétique) augmente le risque de chute, et ce surtout pendant la fenêtre temporelle des trois premières semaines. Cet effet négatif de l'initiation du traitement à la thiazide a été étendu plus récemment à tous les types de diurétiques (Berry *et al.* 2013). A l'inverse, les antihypertenseurs de type « inhibiteurs de l'enzyme de conversion » augmenteraient le risque de chute seulement après les trois premières semaines de traitement. La fenêtre temporelle de risque de chute varie donc selon le type d'antihypertenseurs administrés (Gribbin *et al.* 2011). Les chutes induites par l'antagoniste de l'angiotensine II pourraient quant à elles être plutôt liées aux malaises dus à un dosage trop fort de cet antihypertenseur (Shuto *et al.* 2010).

I.2.3.3. *La sédentarité*

La quantité d'activité journalière, mesurée par accélérométrie, a été montrée comme étant liée au risque de chute (van Schooten *et al.* 2015). Les chuteurs passent plus de temps assis (OR : 0,3 ; IC95% (0,2-0,5)), et sont moins actifs (Rosengren *et al.* 2012). Ceci confirme les effets négatifs de la sédentarité sur le risque de chute. L'absence d'activité sportive régulière augmente aussi le risque de fracture (Michaëlsson *et al.* 2007). La sédentarité peut aussi être augmentée par le climat. Un temps peu clément encouragera les seniors à être plus sédentaires et donc entraînerait une plus grande fragilité et une augmentation du risque de chute (Ebrahim *et al.* 1996).

I.2.3.4. *Le sommeil*

Le sommeil est un facteur lié à la personne, mais aussi au comportement. Les personnes âgées sont largement touchées par les problèmes de sommeil , 50% d'entre elles se trouvent confrontées à des difficultés d'endormissement ou à des réveils nocturnes (Crowley 2011). Le sommeil, en vieillissant, a aussi tendance à se trouver plus fragmenté, ce qui diminue grandement son efficacité. Il a été montré récemment que la qualité du sommeil avait un effet sur les performances de marche en condition de double tâche. En effet l'efficacité du sommeil (SE) semble corrélée à une vitesse de marche plus faible en simple tâche (Dam *et al.* 2008) et une variabilité du pas plus importante (Agmon *et al.* 2016) et également à la présence de troubles cognitifs (Blackwell *et al.* 2006). Ces variables étant fortement liées à la chute et à la blessure

I.2.4. LA GRAVITE DE LA CHUTE : LES FRACTURES

Il convient de noter que toutes les personnes tombent, les enfants et les athlètes subiraient même plus de chutes que les seniors. Cependant les seniors sont largement plus concernés par les blessures, et surtout les fractures résultant de la chute (Guideline for the prevention of falls in older persons. American Geriatrics Society, British Geriatrics Society, and American Academy of Orthopaedic Surgeons Panel on Falls Prevention 2001). La finalité première de la prévention des chutes est principalement la prévention de ses conséquences graves. Deux stratégies de prévention peuvent alors coexister :

- 1/ Etudier les facteurs de risque de chute, afin d'éviter sa survenue et donc d'éviter les conséquences qui en découlent (la fracture)
- 2/ Etudier les facteurs qui font qu'une chute conduira à une fracture afin d'éviter directement la fracture.

Les chutes des seniors requièrent une consultation médicale dans 20% des cas (Kannus *et al.* 2005) et près de 40% des patients sont diagnostiqués avec une fracture (Ricard & Thélot 2007). Les conséquences des fractures peuvent être extrêmement graves. Une fracture du poignet, par exemple, contribue à d'importants déclin fonctionnels, responsables d'incapacités dans la vie de tous les jours (préparer les repas, sortir de voiture, faire du ménage...)(Edwards *et al.* 2010). L'année suivant une fracture du fémur voit la mortalité des victimes augmenter entre 10% et 20% (Cummings *et al.* 1985), la mortalité à long terme (après une année) redeviendrait cependant identique à ce qu'elle était avant la chute (LeBlanc 2011). Il conviendrait donc d'apporter des stratégies de réhabilitation efficaces très rapidement après l'accident en ciblant directement les facteurs physiologiques affectés par la fracture.

Les caractéristiques suivantes sont décisives, pour savoir si la chute donnera lieu à une fracture (Cummings & Nevitt 1994) :

- La partie du corps qui rentrera en contact avec le sol en premier
- L'énergie de la chute (la masse et la vitesse au moment de l'impact)
- La qualité du réflexe para-chute
- La qualité de la structure osseuse

Les facteurs de risque de fracture sont souvent communs avec le risque de chute, ainsi les femmes auraient un risque plus important de fracture lorsqu'elles vivent seules (OR : 1,4 ; IC 95 % (1,06-1,85)), ou lorsqu'elles n'ont pas une vie socioprofessionnelle active (OR : 0,3 ; IC 95 % (0,22-0,71))(Farahmand *et al.* 2000). La valence sociale aurait aussi une importance dans la survenue de fracture. Des femmes étant considérées comme socialement défavorisées ont plus de probabilités

d'avoir subi une fracture après la survenue d'une chute (OR : 1,66 ; IC95% (1,01 – 1,53)). Ceci pourrait partiellement être expliqué par le fait que ces femmes avaient également plus d'ostéoporose (OR : 1,82 ; IC95% (1,03 – 1,63)) et une plus faible densité minérale osseuse (DMO) (Masud *et al.* 2004). En effet, les fractures suivant les chutes sont deux fois plus nombreuses chez les femmes (Stevens & Sogolow 2005), cette disparité est partiellement due au nombre plus grand de fractures de la hanche, souvent liée à une densité osseuse plus faible chez les femmes que chez les hommes. Cependant, les traitements antiostéoporotiques ne semblent pas permettre d'éviter 50 à 85% des fractures non vertébrales (Briot *et al.* 2012; Hiligsmann *et al.* 2013). La DMO ne serait donc pas le principal facteur de risque de fracture chez les seniors (Järvinen *et al.* 2015). De plus, les facteurs de risque de fracture suivant une chute chez des personnes âgées (>70 ans) comprennent la peur de tomber (OR 2,5 ; IC95% (1,11-5,65)), une force d'extension du genou (OR 3,38 ; IC95% (1-11,4) et d'agrippement de la main réduite, une acuité visuelle réduite (OR 0,29 ; IC95% (0,11-0,79)), peu de contacts sociaux (OR 0,29 ; IC95% (0,11-0,79)) et un déficit d'exercice physique (OR 3,7 ; IC95% (1,05-14,08))(Luukinen *et al.* 1996).

Les chutes à l'intérieur seraient plus enclines à donner lieu à des fractures de la hanche, alors que les chutes à l'extérieur concerneraient plutôt les fractures du membre supérieur.(Nordell *et al.* 2000). Quatre-vingts cinq pourcent des fractures arrivent au domicile des personnes, et 25% seulement sont causées par des facteurs liés à l'environnement et non directement aux seniors (Campbell 2005). Il est important de noter que 25% des blessures liées aux chutes sont dues à des glissements au cours de la locomotion (Norton *et al.* 1997).

Les fractures de la hanche semblent liées à une réduction de la vitesse de marche. Cependant, cette vitesse de marche, même lorsqu'elle est associée à une faible DMO n'est qu'un faible indicateur du risque de fracture (Dargent-Molina *et al.* 1999). D'autres facteurs de risque seraient donc à prendre en compte.

I.2.5. OBJECTIFS DE LA PARTIE I

Le cadre théorique a permis d'exposer l'importance de l'étude des facteurs responsables de chutes chez les seniors. La majorité de ces facteurs sont liés aux personnes et à leur comportement. Principalement, on peut noter l'implication de la prise de médicaments, de la peur de tomber, des chutes passées, des troubles de la marche et de l'équilibre, de la faiblesse musculaire et des troubles de la cognition. Afin de pouvoir étudier la chute dans son contexte multifactoriel, tous ces différents facteurs seront ceux auxquels nous nous intéresseront dans les trois études composant cette première partie.

Cette première partie a comme objectif principal le dépistage de la personne âgée à risque. Bien que de nombreux facteurs soient déjà mis en cause, les paramètres précis corrélés à l'augmentation de la survenue des chutes n'ont pas toujours trouvé de consensus.

L'objectif de la première étude est de s'intéresser aux liens entre la consommation de multiples médicaments et les troubles de la mobilité et de la cognition chez les chuteurs. En effet, le risque de chute augmente avec le nombre de médicaments consommés, mais le seuil à partir duquel les risques de troubles de la marche et/ou de la mobilité apparaissent n'est pas établi.

La deuxième étude s'intéresse principalement aux facteurs qui font qu'une chute peut être anodine ou peut entraîner une blessure sérieuse, la fracture. Les mécanismes responsables de la survenue de fractures ne sont que peu connus. En considérant le grand nombre de chute survenant lors de passage d'obstacles, nous avons comparé les paramètres posturaux lors du passage d'obstacle de sujets fracturés et de sujets dont la chute fut anodine.

La dernière étude de la partie I, continuera à s'intéresser à la gravité de la chute, mais se focalisera sur les interactions entre la cognition et la marche chez les personnes fracturées. La locomotion et les performances à un test de poursuite visuelle d'objets seront comparés entre les chuteurs fracturés et anodins. Et une attention particulière sera portée aux performances lors que ces deux tâches seront effectuées de manière concomitante.

I.3. CADRE EXPERIMENTAL COMMUN : PROTOCOLE CHUTE - FRACTURE ET COGNITION

Les trois études présentées ici, financées par le Ministère de la Santé, ont été réalisées dans le cadre du Protocole Hospitalier de Recherche Clinique Inter-régional Caen-Rouen intitulé « Chute, Fracture et Cognition » (PHRC 2011 n° 2011-A00534-37) dont le promoteur est le CHU de Caen, dont l'investigateur principal est le Professeur Christian Marcelli, chef de service de Rhumatologie au CHU de Caen et membre de l' UMR 1075 INSERM/UniCaen COMETE, et dont l'Investigateur Associé co-responsable scientifique de ces recherches est Chantal Chavoix, Chercheur INSERM dans l'équipe COMETE. Le cadre expérimental commun des ces trois études est présenté ci-dessous.

Le protocole CFC se déroulait au sein du Centre Hospitalier Universitaire (CHU) de Caen et du CHU de Rouen, et s'intéressait à la chute, entraînant ou non une fracture et son lien avec la cognition et la mobilité chez des personnes de plus de 55 ans. Cette étude est enregistrée sur ClinicalTrials.gov sous le code NCT02292316 et a été approuvée par le Comité de Protection des Personnes (No. 2011A00556-35).

Les participants de l'étude se sont rendus aux CHU pour une demi-journée de test, comprenant entre autres des tests cognitifs et de mobilité.

I.3.1. PARTICIPANTS

I.3.1.1. *Critères d'inclusion*

- Sujet âgé de 55 ans et plus.
- Inscrit à la sécurité sociale
- Pouvant tenir debout et marcher sans aide sur 15 mètres
 - Pour les sujets fracturés : victime de fracture des membres, supérieurs ou inférieurs, à faible énergie, suite à une chute de leur hauteur et ayant accepté de passer une ostéodensitométrie dans le cadre du suivi médical de leur fracture
 - Pour les sujets témoins : victime de chute de leur hauteur, non fracturé, apparié au groupe de sujets fracturés par l'âge, le sexe, le niveau socio-culturel et le lieu de vie. Ayant signé le consentement éclairé.

I.3.1.2. *Critères de non-inclusion*

- Personne privée de liberté, sous curatelle ou tutelle

- Pathologie influençant l'équilibre (Parkinson, séquelles d'AVC, troubles cérébelleux, ...)
- Consommation importante d'alcool (> 14 verres/semaine)
- Troubles visuels importants : dégénérescence maculaire liée à l'âge (DMLA), acuité visuelle avec lunettes correctives inférieure à 6
- Etat dépressif (score à l'échelle de MADRS > 30)
- L'inclusion du sujet dans un autre protocole de recherche biomédicale pendant la présente étude (sauf si aval préalable de l'investigateur principal)
- La chute a été provoquée par un tiers (ex : bousculade) ou le sujet n'a pas chuté de sa hauteur (ex : chute d'une échelle)
- En outre, pour le groupe de sujets fracturés :
 - La fracture n'est pas consécutive à une chute
 - La fracture est pathologique, hors ostéoporose (ex : métastases osseuses)
- La dernière chute responsable de fracture remonte à plus de 6 mois
- Pour les sujets témoins :
 - La chute remonte à plus d'un an
 - La chute a donné lieu à une consultation médicale

I.3.1.3. *Recrutement*

Les sujets étaient recrutés via les des CHU de Caen et de Rouen et plus précisément via les services des Urgences et de Traumatologie. Afin d'étudier la chute, entraînant ou non une fracture, deux groupes de sujets ont été constitués :

- *Groupe des sujets fracturés* : le protocole de recherche a été proposé à 150 sujets des filières « ostéoporose » des CHU. Ces filières, mises en place pour le diagnostic et la prise en charge de l'ostéoporose, identifient tous les sujets victimes de fracture à basse énergie qui sont arrivés aux CHU par le Service des Urgences ou par celui de Traumatologie.
- *Groupes de sujets témoins* : 150 sujets appariés aux chuteurs fracturés par l'âge, le sexe, le niveau socio-culturel et le lieu de vie. Le protocole de recherche était proposé aux patients ayant transité par le Service des Urgences ou par le Service de Traumatologie des CHU. Les patients entrés dans ces services et répondant aux critères d'appariement ont été questionnés sur les chutes dont ils ont été victimes. Ceux ayant chuté de leur hauteur dans les 12 derniers mois sans avoir eu besoin d'avoir recours à un médecin se verront proposer de participer au présent protocole de recherche en tant que *témoin*.

I.3.1.4. *Suivis*

Un suivi de la fréquence et des conséquences (fracture, hospitalisation, institutionnalisation) des chutes ainsi qu'un suivi d'une éventuelle modification du traitement médicamenteux sont effectués sur deux années grâce à un agenda de « chute » rempli par le sujet et complété par des entretiens téléphoniques réguliers (tous les 3 mois). Ce suivi est toujours actuellement en cours.

I.3.2. *VARIABLES DEPENDANTES*

I.3.2.1. *Nombre de médicaments*

Les informations concernant les traitements médicamenteux prescrits par les médecins des participants, qu'ils soient à base de vitamines, de compléments alimentaires ou d'autres molécules, ont été collectées par le médecin de l'étude chargé d'effectuer les visites médicales d'inclusion et de vérifier les critères. Le nombre total de médicaments prescrits a été utilisé pour estimer l'exposition médicamenteuse de chaque participant. Lorsqu'un médicament était composé de plusieurs principes actifs (eg, combinaison de plusieurs antihypertenseurs), le nombre de médicaments comptabilisé était le nombre de molécules pharmaceutiques.

I.3.2.2. *Mesure de l'ostéoporose*

La présence d'une ostéoporose était déterminée par la mesure de la Densité Minérale Osseuse (DMO) de la hanche totale, laquelle était obtenue par un examen d'ostéodensitométrie (DXA). Pour les sujets fracturés, cet examen était réalisé hors protocole de recherche, dans le cadre de leur suivi clinique. Un score T inférieur à - 2,5 au niveau du fémur total signalait l'existence d'une ostéoporose, un score entre -1 et - 2,5, une faible densité osseuse (ostéopénie) et un score supérieur à -1, une masse osseuse normale.

I.3.2.3. *Mesures cognitives*

Les mesures cognitives étaient obtenues à l'aide d'épreuves neuropsychologiques de type « papier-crayon » classiquement utilisées en clinique ou en recherche testées dans une pièce calme, le sujet et le neuropsychologue étant face à face, séparés par une table. Il ne s'agissait pas d'un bilan à visée diagnostic mais d'une évaluation ciblant toutefois essentiellement les fonctions que nous pensons être les plus impliquées dans les chutes avec fractures, c'est-à-dire celles nécessitant un important contrôle attentionnel ou exécutif.

I.3.2.3.1. **Efficiences cognitive globale**

Elle était évaluée par le « mini mental state » (MMS), un test de référence qui permet, à l'aide 30 questions, de quantifier la sévérité des troubles cognitifs (Folstein *et al.* 1975). En outre, en vue d'obtenir un index cognitif plus pertinent pour déterminer les sujets à risque de fracture, nous avons utilisé parallèlement le « Montréal cognitive Assessment » (MoCA), un test court (passation : ~10 min), constitué de 10 items portant chacun sur une fonction donnée (capacité visuo-constructive, mémoire immédiate, rappel différé, attention, flexibilité, fluidité verbale, orientation), permettant de mieux détecter les troubles cognitifs légers. Comme pour le MMS, le score maximum du MoCA est de 30. Certains items du MoCA étaient également exploités pour quantifier certaines fonctions auxquelles on souhaite tout particulièrement s'intéresser (sous-test des fonctions exécutives).

I.3.2.3.2. **Fonctions cognitives spécifiques**

- **Le Trail Making Test partie B** (TMT-B), qui reflète la flexibilité mentale (Trail Making Test, version du GREFEX, 2001). Le sujet devait relier alternativement des chiffres et des lettres (dans l'ordre croissant pour les chiffres et alphabétique pour les lettres). La durée d'exécution du test et le nombre d'erreurs étaient retenues. Le Trail Making Test partie A était aussi utilisé, mais évalue la vitesse de traitement, et consistait uniquement à relier des chiffres dans l'ordre croissant le plus rapidement possible. La flexibilité correspondait donc au temps de TMT-B divisé par le temps de TMT-A.
- **Le test de Stroop** qui reflète la flexibilité et l'inhibition (Stroop 1935). Ce test est composé de trois épreuves : i) le participant lit des noms de couleurs écrits en noir (condition lecture), ii) le participant nomme la couleur de croix colorées (condition dénomination) ; iii) des noms de couleurs sont écrits, mais colorés d'une couleur qui ne leur correspond pas (exemple : rouge). Le participant doit nommer la couleur de l'encre, il ne doit pas lire le mot (condition d'interférence). Chaque phase se déroule sur 45 secondes où le participant devait nommer un maximum d'item. Le nombre de réponses correctes était retenu et servait à calculer un indice d'interférence reflétant la flexibilité et l'inhibition (Belleville et al. 2006).
- **La figure complexe de Rey** (1942) qui reflète la mémoire visuelle avec une composante exécutive de planification. Une figure complexe qui devait être copiée puis reproduite de mémoire 3 minutes plus tard. La cotation est basée sur le respect d'un certain nombre de critères et scoré sur 36.

I.3.2.4. Mesures comportementales et fonctionnelles

- **La dépression** était évaluée par l'échelle Montgomery-Asberg Depression Scale (MADRS) (S.A. Montgomery & Asberg 1979). Ce test est composé de 10 items, chacun noté entre 0 et 6. Un score global supérieur à 15 reflète la présence de symptômes dépressifs majeurs.
- **La confiance en son équilibre** était évaluée par l'adaptation française de l' Activities-specific Balance Confidence Scale (ABCs) (Powell & Myers 1995). Ce questionnaire propose une auto-évaluation de sa confiance en son équilibre selon 16 situations plus ou moins à risque. Le score global, exprimé en pourcentage, correspond à la moyenne de pourcentage de confiance dans les 16 situations.
- **Le nombre de comorbidités** déterminé par l'échelle de Kaplan-Feinstein Scale (Kaplan & Feinstein 1974).
- **La force musculaire** telle que déterminée par la force maximale de préhension qui sera enregistrée à l'aide d'un dynamomètre (TK-200, Takei Co., Ltd., Tokyo) (Figure 19) ; chaque sujet effectuera 2 essais par main ; le score final sera le meilleur score des quatre essais. La force de préhension a été préférée à la force du quadriceps car plus simple et rapide à mesurer et connue pour être un facteur de chute (Patricia Dargent-Molina *et al.* 1996).



Figure 19 : Dynamomètre à main TK-200

I.3.2.5. Mesures de l'équilibre et de la marche

Ces épreuves ne seront pas testées chez les patients victimes de fractures du membre inférieur car l'absence probable de récupération complète dans les 6 mois maximum prévus pour cette évaluation, rendrait les données ininterprétables.

a) *Le "Timed up and go" (TUG)*. Ce test est un instrument clinique mesurant la mobilité de base de la personne âgée (Podsiadlo & Richardson 1991). Il consiste à réaliser une séquence complexe constituée d'une succession de tâches simples (se lever d'une chaise, marcher sur 3 m, faire demi-tour, revenir s'asseoir), l'ensemble du parcours étant chronométré. Le sujet est soumis à 2 essais et le score retenu correspond au temps mis lors du parcours le plus rapide. Un score élevé traduit des troubles de la mobilité avec risque de chute.

b) *Paradigmes de double-tâche*. Le sujet devait parcourir 10 m avec et sans double-tâche de poursuite visuelle d'objets. Avant ou après chaque condition de double-tâche, la tâche secondaire sera testée de manière isolée et quantifiée. Ce test était donc composé de plusieurs tâches :

Une tâche de marche dans laquelle les participants devaient marcher à leur propre rythme sur un parcours de 8 mètres où les paramètres de la marche étaient calculés par un système OptoGait®(Microgate, Bolzano, Italie) (Figure 20). Deux essais étaient réalisés



Figure 20: analyse de la marche simple

Une tâche de poursuite visuelle d'objet (MOT) qui a été développée par le laboratoire M2S de l'université Rennes 2 et validée chez des participants jeunes et âgés (Pothier *et al.* 2014). Cette tâche consiste en une projection de 10 disques colorés se déplaçant aléatoirement sur un écran pendant 10 secondes. Au début de chaque essai, les participants regardaient un ou deux disques cibles jaunes parmi 8 ou 9 disques distracteurs rouges. Une fois les 10 disques en mouvement, le participant devait suivre du regard les disques cibles jaunes qui au bout d'1 seconde prenaient la même couleur que les distracteurs rouges. Les participants devaient continuer de suivre du regard les

disques nouvellement rouges. A la fin des 10 secondes, une fois le mouvement des disques arrêtés, les participants devaient pointer les disques cibles avec un pointeur lumineux. Trois essais étaient réalisés (Figure 21).

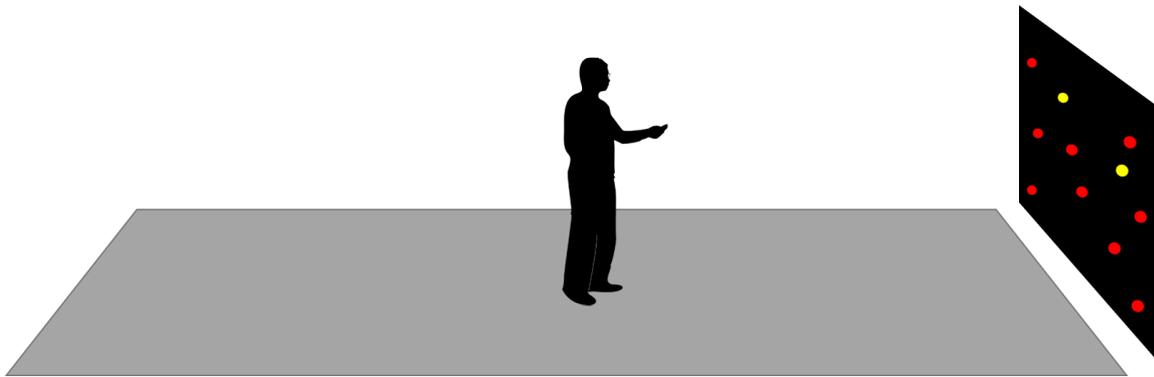


Figure 21: analyse de la poursuite visuelle d'objet (MOT)

Une tâche WalkMOT qui correspondait à la réalisation simultanée de la tâche de marche et de la tâche MOT. Dès que les participants effectuaient leur premier pas, les disques colorés entraient en mouvement. Trois essais étaient réalisés (Figure 22).



Figure 22: Analyse de la double tâche WalkMOT

Les variables mesurées étaient :

- Plusieurs paramètres de marche du sujet étaient déterminés et moyennés pour chaque condition :
 - La longueur de la foulée (mm)
 - La vitesse de la marche ($\text{m}\cdot\text{s}^{-1}$)
 - Le coefficient de variation de la foulée : écart type des longueurs des foulées d'un essai, divisé par la longueur moyenne des foulées de l'essai
- Les performances cognitives obtenues lors des doubles tâches exprimées en pourcentage de réponse correcte.

- Le coût de la double tâche sur la marche qui est le pourcentage de réduction de la vitesse de marche entre la ST et la DT. Et le coût de la double tâche sur la tâche secondaire (MOT) qui est le pourcentage de réduction du pourcentage de réponses correctes entre la ST et la DT.

La marche et l'équilibre postural après le passage d'obstacle

On a demandé aux participants de marcher à leur rythme sur une estrade de 10 mètres, d'enjamber un obstacle (diamètre : 14cm, hauteur considérée comme étant adaptée pour étudier l'enjambement chez des seniors sujets à la chute (Yu *et al.* 2007)) et de s'arrêter immédiatement après l'obstacle pendant 30 secondes sur une plateforme de force (Bertec, Columbus, USA; échantillonnage: 100Hz) (Figure 23). La hauteur de cet obstacle était le même pour toutes les personnes indépendamment de leur taille afin que cela puisse correspondre aux obstacles rencontrés dans la vie de tous les jours. Les procédures de marche et de passage d'obstacle étaient préalablement expliquées et montrées au participant par l'expérimentateur. Par sécurité, l'examineur accompagnait le participant tout le long du parcours. Cette tâche de marche « complexe » était effectuée deux fois et la valeur moyenne des deux essais était retenue pour les variables de marche et d'équilibre. La vitesse de marche, la longueur et la durée du pas, ainsi que leur variabilité étaient enregistrées sur les 10 mètres par un système de mesure OptoGait (Microgate, Bolzano, Italie), en prenant soin de retirer de l'analyse les pas correspondant à l'accélération et à la décélération. Les forces de réactions du sol lors de l'équilibration après l'obstacle étaient ensuite enregistrées et analysées.

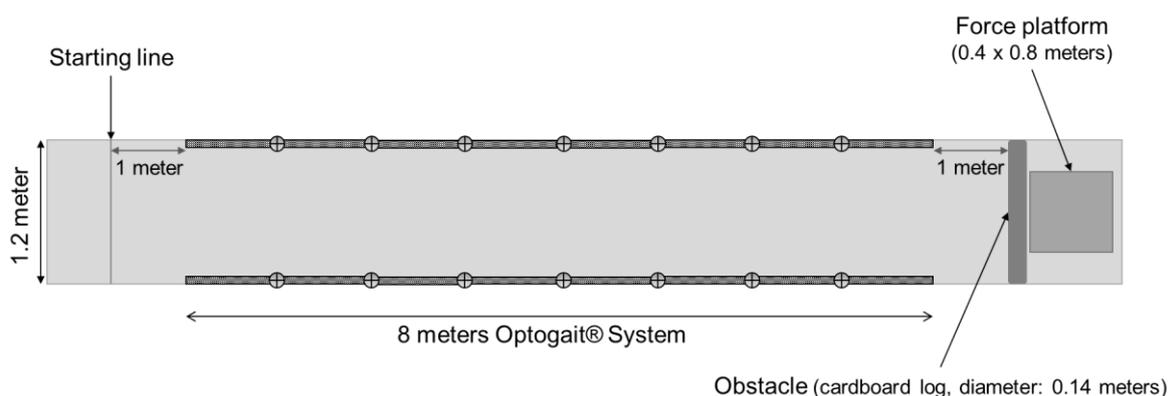


Figure 23 : protocole de mesure de l'équilibre après passage d'obstacle

I.4. ETUDE 1 : LA POLYMÉDICATION ET LES TROUBLES DE LA COGNITION ET DE LA MOBILITE

Article publié dans Frontiers in Pharmacology (Langeard et al. 2016) (Annexe 1)

I.4.1. RAPPEL DU CADRE THEORIQUE

Certains médicaments sont responsables d'une grande augmentation du risque de chute, c'est principalement le cas des psychotropes (Hartikainen *et al.* 2007b). L'utilisation concomitante de plusieurs médicaments, que l'on nommera ici « polymédication », est aussi connue comme étant un facteur aggravant du risque de chute et ceci quelles que soit les classes pharmacologiques incriminées (Tinetti *et al.* 1988b; Ambrose *et al.* 2013; Fried *et al.* 2014). L'effet délétère et complexe des interactions entre les différentes molécules pharmaceutiques résulte des interférences entre les propriétés pharmacocinétiques et pharmacodynamiques des différents médicaments (Chen *et al.* 2014). En effet, plus une personne consomme de médicaments, plus les interactions entre les molécules sont importantes (Johnell & Klarin 2007), et plus les risques de chute augmentent (Kojima *et al.* 2011). Cependant, les effets de la polymédication ne sont que peu pris en considération par les médecins, en partie à cause du manque d'information et de programmes de prévention. Les troubles de la marche et de la cognition sont deux des principaux facteurs mis en cause dans la chute des personnes âgées (Tinetti *et al.* 1988b; Ambrose *et al.* 2013). Cependant, le nombre de médicaments pouvant causer des effets délétères sur la mobilité et la cognition n'a que peu été étudié. Le nombre de médicaments consommés serait cependant inversement proportionnel à la qualité de l'équilibre (Agostini *et al.* 2004b). Les participants ayant une consommation journalière d'au moins cinq médicaments ont montré, au cours de sept années de suivi, une diminution sérieuse de la capacité des membres inférieurs à effectuer des actions d'équilibre et de marche (Pugh *et al.* 2007). Le risque de présenter des démences serait également augmenté par la polymédication (Lai *et al.* 2012).

La technique de Receiver Operating Characteristic, ou « courbe ROC », fréquemment utilisée en biologie clinique afin de déterminer les valeurs optimales seuils (Delacour *et al.* 2005), a rarement été utilisée pour établir les liens entre polymédication, cognition et mobilité. La courbe ROC est une représentation graphique de la spécificité et de la sensibilité de toutes les valeurs seuils possible. Le point (1) sur la courbe (Figure 24) correspond à la spécificité et la sensibilité pour le seuil minimum. La sensibilité est maximale (tous les participants sont au-dessus du seuil) et la spécificité est nulle (ne permet pas de départager les participants). Toute diminution du seuil entraînera une

augmentation de la sensibilité et une diminution de la spécificité (points 4,3,2 sur la courbe). Le meilleur seuil sera celui pour lequel sont associées la meilleure sensibilité et la meilleure spécificité. Le point (6) correspondrait au meilleur seuil. L'aire sous la courbe ROC représentera la puissance prédictive de la meilleure valeur seuil. Comme on peut le voir sur la Figure 24, une aire grande sera associée à une sensibilité et spécificité grande. Alors que la diagonale bleue représente une courbe plate, où aucune des valeurs seuils possibles ne serait plus prédictive qu'une autre.

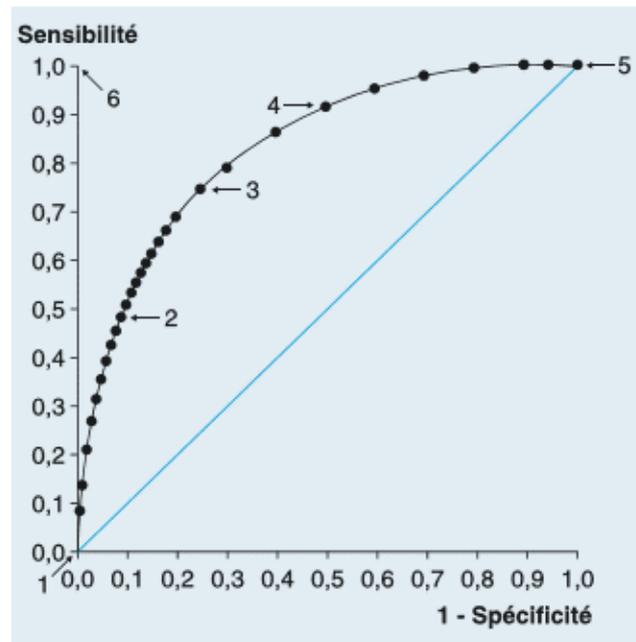


Figure 24 : La courbe ROC (Delacour et al. 2005)

La seule étude ayant utilisé cette méthode en lien avec la cognition et la mobilité, par Gnjidic et al. (2012), n'a pas démontré qu'un seuil spécifique de nombre de médicaments existait pour les troubles cognitifs.

L'objectif principal de cette étude était donc de déterminer, s'il existe, le seuil de nombre de médicaments à partir duquel la polymédication entraîne des troubles de la cognition et de la mobilité. De plus, l'étude a été conduite chez des personnes de plus de 55 ans en :

- Explorant les relations entre le nombre de médicament et les performances de mobilité et de cognition
- Déterminant le seuil en utilisant la technique de la courbe ROC

I.4.2. METHODOLOGIE SPECIFIQUE

L'étude de la polymédication et de son lien avec la mobilité des personnes âgées s'est déroulée dans le cadre de l'étude CFC (« Chute, Fracture et Cognition. »). La méthodologie générale de ce protocole est présentée dans le chapitre ci-dessus. Les études présentées dans la suite de ce manuscrit s'étant déroulée à différents moments du protocole, et ciblant différents groupes de participants, leurs méthodologies peut parfois varier. Les points qui diffèrent seront abordés dans les parties « méthodologie spécifique » de chaque étude.

I.4.2.1. *Participants*

Nous avons inclus dans cette étude 113 participants de 55 ans et plus qui ont subi une ou plusieurs chutes, avec ou sans blessure, dans l'année précédant l'inclusion. Les critères d'exclusions sont communs à tout le protocole CFC et précisés dans la partie « cadre expérimental commun »

I.4.2.2. *Recueil des données*

Les procédures d'acquisition des variables sont décrites dans le « cadre expérimental commun ». Les variables suivantes ont été analysées dans cette étude :

- Le nombre total de médicaments prescrits a été utilisé pour estimer l'exposition médicamenteuse de chaque participant.
- L'échelle de Kaplan (Kaplan & Feinstein 1974) a permis de déterminer le nombre de comorbidités.
- L'IMC des participants a été calculé selon la formule de l'OMS.
- La mobilité a été mesurée par le test du TUG. Un participant ayant un TUG déficitaire (calculé en fonction de l'âge et du genre d'après Bohannon et al. (2006), était inclus dans le groupe de participants considérés comme ayant des troubles de la mobilité.
- La cognition globale a été évaluée par le test du MoCA. Un participant ayant un MoCA déficitaire (≤ 26 d'après Nasreddine et al. (Nasreddine *et al.* 2005)), était inclus dans le groupe de participants considérés comme ayant des troubles de la cognition.

I.4.2.3. *Analyses statistiques*

Des tests de corrélations ajustées de Pearson ont été utilisés afin d'analyser les relations entre le nombre de médicaments et les scores de mobilité, cognition et le nombre de comorbidités. Les ajustements ont été faits par l'Age des participants pour les corrélations du MoCA, et avec l'âge et l'IMC pour les corrélations faisant intervenir les scores de TUG.

Les analyses ROC ont été effectuées pour déterminer un seuil de nombre de médicaments à partir duquel on pouvait prédire que les participants avaient plus de probabilités de présenter des troubles de la marche ou de la cognition (TUG ou MoCA normal vs déficitaire). L'aire sous la courbe ROC (AUC) permet de mesurer l'exactitude de la prédiction.

Le seuil de médicament ainsi obtenu a ensuite permis de comparer les scores de TUG et de MoCA des sujets polymédicamentés (\geq au seuil) aux sujets non polymédicamentés ($<$ seuil) par des analyses de la variance (ANOVAs). Des ANOVAs ont aussi été testées pour comparer la prise de différentes classes de médicaments (psychotropes, antihypertenseurs, opioïdes, analgésiques...) entre les polymédicamentés et les non-polymédicamentés. Les conditions de validités ont été vérifiées avec le test de Levene. Une régression logistique a enfin été utilisée afin d'explorer la relation entre la polymédication (\geq au seuil), les troubles de la cognition et de la marche et le nombre de comorbidités. Les variables d'ajustement, que sont l'âge et l'IMC, ont été utilisées lorsque ceux-ci étaient appropriés. Les analyses ont été conduites avec le logiciel IBM®SPSS® 22.0.

I.4.3. RESULTATS

Les caractéristiques des participants sont décrites dans le

Tableau 3. Le TUG moyen était de 9.39 ± 3.24 s et 39 participants étaient considérés comme ayant des troubles de la marche. Tandis que le MoCA moyen était de $26,47 \pm 3,73$, et les troubles cognitifs concernaient 27 personnes. Le nombre de médicaments utilisés quotidiennement était corrélé avec le TUG ($R = 0,322$; $p < 0,001$), avec le MoCA ($R = -0,237$; $p < 0,004$), et avec le nombre de comorbidités ($R = 0,322$; $p < 0,001$). Concernant l'âge des participants, 34% avaient moins de 65 ans, et 38% avaient plus de 75 ans.

Tableau 3 Caractéristiques de la population étudiée (n=113)

<i>Age (moyenne \pm sd)</i>	69 \pm 8,94
<i>Femme</i>	89 (78,7%)
<i>Nombre d'années d'éducation (moyenne \pm sd)</i>	11,19 \pm 3,77
<i>IMC (moyenne \pm sd)</i>	27,15 \pm 5,34
<i>Chutes l'année précédente (moyenne \pm sd)</i>	1,78 \pm 1,99
<i>Raison des chutes</i>	
<i>Problème de santé</i>	7 (6,2%)
<i>Evénement extérieur</i>	48 (42,5%)
<i>Manque d'attention</i>	50 (44,2%)
<i>Plurifactorielle</i>	8 (7,1%)

<i>Chutes sans blessures</i>	33 (29,2%)
<i>Exposition aux médicaments</i>	99 (87,7%)
<i>Nombre de médicaments (moyenne \pm sd)</i>	4,42 \pm 3,58
<i>Participants par nombre de médicaments</i>	
<i>0 médicament</i>	14 (12,4%)
<i>1 ou 2 médicaments</i>	27 (23,9%)
<i>3 ou 4 médicaments</i>	22 (19,5%)
<i>5 à 9 médicaments</i>	37 (32,7%)
<i>≥ 10 médicaments</i>	13 (11,5%)

La courbe ROC pour l'analyse du score au TUG en fonction du nombre de médicaments a été construite à partir du Tableau 4. Chaque seuil de nombre de médicaments a été testé, et les scores de spécificité et sensibilité ont été rapportés sur la courbe (Figure 25) et il est apparu que les sensibilité et spécificité du seuil de 4,5 médicaments étaient les plus élevées. C'est donc à partir de la prise de 5 médicaments que les participants ont plus de troubles de la mobilité. La même procédure a été utilisée pour les troubles détectés au MoCA, et le même seuil a été trouvé.

Tableau 4: spécificité et sensibilité du seuil de nombre de médicaments pour présenter un score une altération du TUG

<i>Seuil de nombre de médicaments testé</i>	Sensibilité	1 - Spécificité	Sensibilité + spécificité
0,5	0,897	0,135	1,032
1,5	0,846	0,257	1,103
2,5	0,769	0,432	1,201
3,5	0,667	0,581	1,248
4,5	0,641	0,675	1,316
5,5	0,538	0,77	1,308
6,5	0,385	0,865	1,25
7,5	0,308	0,919	1,227

La Figure 25 montre les courbes ROC et a permis de déterminer un seuil de 5 médicaments et plus pour un TUG altéré et pour un MoCA altéré. L'aire sous la courbe ROC (AUC) était donc significative pour les deux prédictions ($p=0.001$ et $p=0.002$). Les participants utilisant 5 médicaments et plus étaient donc plus susceptibles d'être concernés par une altération du TUG et du MoCA que les participants prenant moins de 5 médicaments.

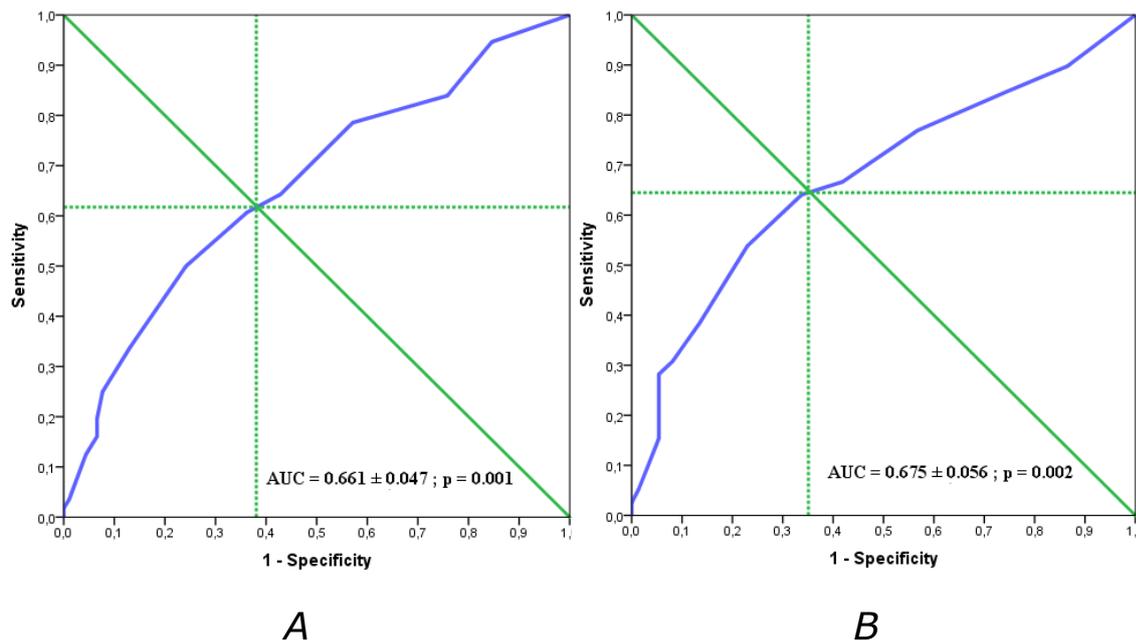


Figure 25: courbes ROC pour le nombre de médicaments en fonction de troubles A/ détecté au Time-up and Go B/détectés au MoCA

Les résultats de l'ANOVA, lorsqu'on prend en compte ce seuil de polymédication, montre que les participants qui prennent cinq médicaments et plus, en comparaison à ceux qui en prennent moins :

- ont un score au TUG et au MoCA significativement moins bon ($p < 0,001$ et $0,01$, respectivement)
- prennent deux fois plus d'antihypertenseurs ($1,32 \pm 0,12$ vs $0,56 \pm 0,11$; $p < 10^{-5}$), quatre fois plus de psychotropes ($0,56 \pm 0,08$ vs $0,20 \pm 0,07$; $p < 10^{-5}$), dix fois plus d'analgiques opiacés ($0,21 \pm 0,04$ vs $0,02 \pm 0,04$; $p < 10^{-5}$), et 2,5 fois plus de médicaments classés comme « autres » ($3,63 \pm 0,25$ vs $1,40 \pm 0,22$; $p < 10^{-5}$).

En utilisant la technique de la courbe ROC avec ce seuil de 5 médicaments, il apparaît que les participants polymédiqués sont deux fois plus à même de présenter au moins deux comorbidités

(AUC : 0.790 ± 0.044 ; $p < 0,001$). Ce seuil de 2 comorbidités a ensuite été utilisé lors de la régression logistique multivariée.

L'analyse univariée a montré que :

- 64,1% des participants avec un TUG altéré et 33,8% des participants avec un TUG normal étaient polymédiqués (5 médicaments ou plus) (OR = 3,50, IC95% (1,55-5,89) ; $p = 0,003$) ;
- 59,5% de participants ayant un score au MoCA en dessous du seuil prenaient 5 médicaments ou plus, alors que cette polymédication concernait 35,2% de ceux ayant un MoCA normal (OR=2.71, IC95% (1,23-5,93) ; $p = 0,013$). De plus, la régression logistique multivariée (Tableau 5) révèle que des altérations détectées au TUG et au MoCA, ainsi que présenter au moins 2 comorbidités, est associé avec la prise de 5 médicaments ou plus. De manière intéressante, l'interaction entre TUG et MoCA n'était pas significative.

Tableau 5 : Résultats de la régression logistique

	Nombre de médicaments ≤ 5 vs < 5		
	OR	IC95%	p
MoCA (< 26) vs MoCA (≥ 26)	3,153	1,187 - 8,373	0,021
TUG (-) vs TUG (+)	2,753	1,046 - 7,249	0,040
Nombre de comorbidités (< 2 vs ≥ 2)	8,730	3,000 - 25,404	$< 10^{-3}$

Note: MoCA: Montreal Cognitive Assessment; TUG: Timed Up and Go

I.4.4. DISCUSSION

Cette étude est la première à établir un seuil de nombre de médicaments liés aux troubles de la cognition et de la mobilité. De plus, la relation entre polymédication et mobilité et entre polymédication et cognition sont indépendantes de la relation entre cognition et mobilité.

Les performances au TUG diminuent avec le nombre de médicaments consommés par jour, ce qui confirme la relation entre équilibre et nombre de médicament établie par Agostini et al. (2004).

De plus, la réduction de la qualité de l'équilibre dès l'utilisation de 5 médicaments serait en accord avec l'association déjà connue entre le seuil de 5 médicaments définissant arbitrairement la polymédication et une baisse des performances de marche observée lors d'une étude longitudinale de 7 années (Pugh *et al.* 2007).

Cette étude est à notre connaissance la première à établir de manière statistique un seuil d'un nombre de cinq médicaments à partir duquel la polymédication a des effets délétères sur la mobilité telle que mesurée par un test d'équilibre statique et dynamique. Avant, cette valeur avait été généralement indiquée de manière arbitraire. La significativité de l'aire sous la courbe ROC indique que la prédiction de voir apparaître des troubles de la mobilité à partir de cinq médicaments est juste. Pour finir, l'analyse par régression logistique supporte la validité de seuil du fait qu'elle indique que les participants avec des troubles au TUG sont 3,5 fois plus à même de prendre cinq médicaments ou plus.

Il a été rapporté que les patients atteints de démence prenaient généralement un plus grand nombre de médicaments par jour (Lai *et al.* 2012). Dans notre étude la réduction significative des performances cognitives était aussi associée au nombre de médicaments consommés. A noter que les participants avaient globalement des performances cognitives normales, ce qui peut étendre la portée de ces résultats à une population globalement saine cognitivement. La prédiction, liée à l'aire sous la courbe ROC, de voir apparaître des troubles de la mobilité à partir de cinq médicaments est également très juste. Des seuils de polymédication atteignant les 10 médicaments et plus ont montré une association avec un déclin des performances mesurées par le Mini Mental State Examination (MMSE) chez les personnes de plus 75 ans (Jyrkkä *et al.* 2011). Cependant, Gnjidik *et al.* (2012) n'ont pas pu mettre en évidence un seuil de polymédication qui prédit efficacement les troubles cognitifs (définis par un diagnostic de MCI). Ces différences de résultats pourraient venir de l'utilisation du fait que Gnjidik et al. ont utilisé le MMSE, connu comme étant moins sensible pour détecter de légers troubles de la cognition (Nasreddine *et al.* 2005). Finalement, l'analyse par régression logistique a montré que les participants avec un score au MoCA altéré sont pratiquement trois fois plus à même de prendre cinq médicaments et plus que les autres participants. Cette étude est la première à notre connaissance à identifier un seuil pour la polymédication en lien avec les troubles cognitifs.

De manière importante, l'analyse par régression logistique amène des preuves que la relation entre le seuil de polymédication et la mobilité et entre le seuil de polymédication et la cognition sont indépendants des relations entre mobilité et cognition et comorbidités.

Il est important de noter que toutes les classes pharmacologiques sont concernées par ces résultats et ne se cantonnent pas à une classe pharmacologique spécifique. D'autres études seraient nécessaires afin de définir l'implication respective de chaque classe pharmacologique dans nos résultats.

Du fait que notre population était plus jeune que celle de la plupart des études sur la polymédication (34% entre 55 et 64 ans *vs* presque 100% ≥ 65 ans (eg (Agostini *et al.* 2004a; Gnjidic *et al.* 2012; Johnell & Klarin 2007; Kojima *et al.* 2011; Lai *et al.* 2012; Pugh *et al.* 2007), respectivement), nos résultats soulignent le fait que les personnes d'âge moyen sont également affectées par les problèmes de polymédication. Seules de rares études ont mis en évidence des relations entre des personnes d'âge moyen et la chute (Ziere *et al.* 2006) et des troubles de la mobilité, en particulier lors de la marche en double tâche (Pothier *et al.* 2014) ou de la polymédication (Lu *et al.* 2015) à différents âges. De plus amples recherches seraient donc utiles afin d'améliorer notre compréhension des effets délétères de la polymédication à différents stades de la vie afin de développer des stratégies efficaces dès que la polymédication devient risquée pour les personnes. Cependant nos résultats permettent de dire qu'il faudrait, dès l'âge de 55 ans, apporter une attention particulière à la qualité de la mobilité et de la cognition, dès que 5 médicaments et plus sont consommés journalièrement.

On pourrait reprocher à ces résultats de ne pas être applicables à la population générale étant donné que tous les participants de la présente étude ont subi une chute. Cependant, notre population apparaît comme très similaire à la population générale sous de nombreux aspects :

- un tiers n'a pas nécessité de consultation après leur chute considérée comme bénigne ;
- des événements extérieurs inévitables ont causé beaucoup de chutes (34.5%);
- les capacités cognitives et de mobilité étaient tous les deux dans la norme (24% MoCA déficitaire *vs* 42% chez les femmes de plus 65 ans (Liu-Ambrose *et al.* 2008); TUG moyen de 9,39s *vs* 9,4s dans le même groupe d'âge (Bohannon 2006)
- le nombre moyen de médicaments consommés était identique dans notre population à celles d'études sur des personnes de 60 ans et plus (4.4 *vs* 4.5(eg,(Golden *et al.* 1999)).

La seule différence par rapport à la population générale vient donc du mode de recrutement qui ciblait les personnes chuteuses. Etant donné qu'on peut penser que la plupart des personnes

chutent au moins une fois au courant de leur vie, après un recrutement suffisamment long, on peut considérer que les participants recrutés représentent la population générale. Et comme 30 à 40 % des personnes de plus de 65 ans tombent chaque année (Tinetti *et al.* 1988b) après nos trois ans d'inclusion, il est donc probable que notre échantillon s'approche d'un échantillon représentatif de la population générale. Le seuil de 5 médicaments et plus pourrait donc être une valeur à prendre en compte pour une majorité des personnes de plus de 55 ans.

Le nombre de chutes et de blessures subies n'a pas été pris en compte dans notre analyse statistique car il était rapporté de manière rétrospective et cette méthode de récolte de données de chute ne semble pas efficace et résulte en une sous-estimation (Cummings *et al.* 1988). L'effet de la récurrence des chutes sera étudié une fois que le suivi téléphonique du nombre de chute, actuellement en cours, sera terminé.

I.4.5. CONCLUSION

Pour conclure, cette étude a permis d'indiquer que la consommation journalière de 5 médicaments et plus constitue un risque important de trouble de la cognition et de la mobilité chez les personnes de plus de 55 ans, au moins chez ceux ayant subi une chute. Ceci pourrait expliquer un nombre important des chutes observées chez les seniors. C'est en effet à partir de ce même seuil de 5 médicaments et plus que les chutes deviennent plus nombreuses (Gnjidic *et al.* 2012). Ce seuil devrait donc être considéré par les professionnels de la santé comme un signal d'alarme, surtout quand plusieurs médecins sont impliqués dans les prescriptions des médicaments. La relation évidente entre polypathologie et polymédication (Nobili *et al.* 2011) est confirmée ici et fait de l'état de santé des personnes la première cause de polymédication. Cependant, de nombreuses études ont montré qu'il était possible de réduire le nombre de médicaments prescrits sans porter préjudice aux patients (Chen *et al.* 2014; Farrell *et al.* 2013). De plus, les patients âgés eux même, surtout ceux qui sont polymédiqués, sont très enthousiastes à l'idée de réduire le nombre de médicaments qu'ils consomment (Sirois *et al.* 2016). Développer des alternatives non-pharmaceutiques, comme l'activité physique, pourrait permettre de remplacer certaines prescriptions médicamenteuses (Blake 2012).

I.5. ETUDE 2 : EST-CE QUE LA FRACTURE EST LIEE A L'EQUILIBRE POST-OBSTACLE ?

Cette étude a donné lieu à une présentation affichée dans le congrès international de l'ACFAS (annexe 2) et à la rédaction d'un article scientifique en cours de soumission

I.5.1. RAPPEL DU CADRE THEORIQUE

L'objectif de la prévention de la chute des seniors est surtout d'éviter les conséquences graves de celles-ci, la principale étant la fracture. Afin d'éviter les fractures il convient d'étudier les facteurs qui font qu'une chute conduira ou non à une fracture.

Les rares études qui se sont intéressées au lien entre la stabilité posturale et les fractures n'ont établi aucun lien entre les fractures des membres et l'équilibre, seulement avec les fractures de la hanche (Nakamura *et al.* 2011) et les fractures vertébrales (Cooper *et al.* 2009). Hors il apparaît que les fractures vertébrales sont connues comme n'étant que rarement causées par des chutes (Nguyen *et al.* 2005).

Les études n'ayant pas établi de lien entre fracture des membres et équilibre ont utilisé des évaluations de l'équilibre en condition statique. On peut donc se demander si l'évaluation du risque de fracture et de son lien avec l'équilibre ne devrait pas être étudiée dans des conditions de tests de posture dynamique, surtout lorsque seulement 13% des chutes arrivent dans des positions statiques et une majorité des chutes arrivent pendant la locomotion (Robinovitch *et al.* 2013) et surtout pendant l'initiation ou la terminaison de la marche (Ashley *et al.* 1977).

Vraisemblablement, des tâches plus complexes, comme des tests d'équilibre dynamique, pourraient être plus efficaces pour étudier les facteurs faisant défaut aux chuteurs fracturés. Il est commun dans la vie de tous les jours de devoir enjamber des obstacles, ce qui est responsable d'un grand nombre de chutes (Galna *et al.* 2009) du fait de la demande plus élevée en l'implication musculaire et cognitive (Harley *et al.* 2009; Patla & Rietdyk 1993). L'utilisation d'une tâche de passage d'obstacle semble donc particulièrement adaptée dans les protocoles d'étude évaluant le risque de fracture chez les seniors.

Afin de déterminer les déficits d'équilibre et de marche impliqués dans les fractures, un test composé d'une tâche de marche spontanée suivi d'une stabilisation de l'équilibre directement après passage d'obstacle a été mise au point. L'intérêt de cette tâche est d'apporter des mesures concernant la marche, la stabilisation après passage d'obstacle, et l'équilibre statique. Les autres facteurs de risque de fracture et de chute ont aussi été étudiés, et leur rôle dans les possibles

altérations de la mobilité ont été pris en compte. Nous avons donc testé la DMO, l'IMC, les médicaments, les comorbidités, la force musculaire, la peur de tomber et la cognition.

Nous nous sommes intéressés uniquement aux chutes ayant entraîné une fracture du membre supérieur afin de ne pas affecter les résultats de marche et de posturographie qu'aurait entraîné une fracture du membre inférieur.

I.5.2. METHODOLOGIE SPECIFIQUE

I.5.2.1. *Participants*

Quatre-vingt participants de plus de 55 ans, provenant du protocole CFC ont été inclus à cette étude. Ils ont tous subi une ($n=55$) ou plusieurs chutes ($n=25$) l'année précédant leur inclusion. Les participants ont été divisés en deux groupes selon la sévérité de leur chute : les chuteurs avec une fracture du membre supérieur ($n=38$) et les chuteurs anodins aussi appelés sans fractures ($n=42$). Une chute était considérée anodine lorsqu'elle n'entraînait pas de fracture et qu'elle ne demandait aucune consultation médicale. Le protocole expérimental a eu lieu au moins 2 mois après la chute afin d'éviter les effets directs de celle-ci sur les mesures.

I.5.2.2. *Evaluation des facteurs de risque de chute et de fracture*

Les facteurs de risque de chute et de fracture étaient mesurés comme suit :

- La DMO était mesurée à la hanche par densitométrie (Hologic 4500A, Hologic, Waltham, MA).
- L'IMC était calculé selon la formule de l'OMS (kg/m^2).
- Le médecin a collecté les informations sur :
 - le nombre de médicaments
 - le nombre de comorbidités déterminés par l'échelle de Kaplan-Feinstein Scale (Kaplan & Feinstein 1974)
- La neuropsychologue enregistrait
 - les valeurs de Handgrip (testé deux fois pour chaque main avec la meilleure des 4 valeurs retenue afin de limiter l'effet de la fracture sur la force de préhension)
 - la confiance en son équilibre en utilisant l' Activities-Specific Balance Confidence Scale (ABCs)(Powell & Myers 1995).

- la cognition globale en utilisant les tests du MMS (Folstein et al. 1975) et du MoCA (Nasreddine et al. 2005). Le sous test exécutif du MoCA était ensuite analysé séparément afin d'étudier l'implication des fonctions exécutives qui sont connues pour être impliquées dans la chute (Herman et al. 2010)
- l'état dépressif en utilisant le MADRS (Montgomery & Asberg 1979).

I.5.2.3. *La marche et l'équilibre postural après le passage d'obstacle*

On a demandé aux participants de marcher à leur rythme sur une estrade de 10 mètres, d'enjamber un obstacle (diamètre : 14cm) et de s'arrêter immédiatement après l'obstacle pendant 30 secondes sur une plateforme de force (Bertec, Columbus, USA ; sampling fréquence : 100Hz) (Figure 25). La vitesse de marche, la longueur et la durée du pas, ainsi que leur variabilité étaient enregistrées sur les 10 mètres par un système de mesure OptoGait (Microgate, Bolzano, Italie). Les forces de réaction du sol lors de l'équilibration après l'obstacle étaient ensuite enregistrées et analysées.

I.5.2.4. *Traitement des données*

La récupération de l'équilibre après le passage d'obstacle était divisée en deux phases selon la méthodologie proposée par Perry et al., (Perry *et al.* 2001):

- **Une phase de stabilisation**, commençant au premier contact du pied sur la plateforme jusqu'au début de la phase suivante
- **Une phase statique** qui commençait dès que la variation du déplacement du CdP sur une fenêtre de 0.1s était plus petite que deux écarts type de la variation des 5 secondes précédentes. Cette phase durait jusqu'à la fin de l'enregistrement.

La durée de chaque phase, ainsi que les vitesses de déplacement antéropostérieur (AP) et médio latéral de déplacement du CdP étaient enregistrées pour chaque phase.

I.5.2.5. *Analyses statistiques*

En raison de l'hétérogénéité des variances des données de posturographie et de locomotion, un modèle linéaire mixte a été utilisé afin d'étudier les effets de la présence ou de l'absence de fracture sur ces données. Pour déterminer quelles variables pouvaient influencer l'appartenance au groupe avec ou au groupe sans fracture, nous avons suivi l'approche de Pinheiro et Bates (Pinheiro & Bates 2000) et nous avons comparé les différents modèles ainsi générés en ajoutant pas à pas les variables d'intérêt.

La première variable testée était la variable « groupe » (absence ou présence de fracture) et si un « effet groupe » était détecté, les variables de posture et de marche étaient ajoutées au modèle ainsi que les variables connues comme pouvant augmenter le risque de chute ou de fracture (Age, sexe,

niveau d'éducation , BMD, ABCs, IMC, Handgrip, nombre de chutes dans l'année précédant l'inclusion, nombre de comorbidités, MMS, MoCA, le sous score exécutif du MoCA, MADRS).

Le meilleur modèle expliquant l'appartenance au groupe avec ou au groupe sans fracture était ensuite sélectionné selon les critères AIC et BIC qui mesurent la qualité d'un modèle statistique. Chaque variable incluse au modèle était ensuite testée afin de voir si elle apportait une amélioration significative ($p < 0.05$). Les analyses statistiques ont été effectuées en utilisant le logiciel R-2.15.0 software (www.r-project.org).

I.5.3. RESULTATS

Le Tableau 6 montre les caractéristiques de participants inclus à cette étude selon que leur chute ait entraîné ou non à une fracture. Le groupe fracturé comptait plus de femme ($p < 0,001$), avait une confiance en son équilibre plus faible ($p = 0,018$), avait une force au Handgrip plus basse ($p < 0,001$), ainsi que des performances au sous test exécutif du MoCA moindre ($p = 0,016$) et un niveau d'éducation plus bas ($p = 0,004$).

Tableau 6: Caractéristiques de la population étudiée

	Chuteurs avec fracture	Chuteurs sans fracture	LRT	p
Age (ans)	68,76±9,59	70,30±8,57	NS	
Genre	34F ; 4H	22F ; 21H	17,54	<0,001
Niveau d'éducation	11,00±3,50	13,74±4,89	8,32	0,004
DMO	-0,148±0,204	-0,586±0,187	NS	
Nombre de chutes	2,79±4,52	1,37±0,76	NS	
ABCs(%)	76,09±19,39	84,64±10,71	5,55	0,018
IMC	28,02±4,85	27,82±5,50	NS	
Handgrip (kg)	17,31±7,73	24,74±8,30	15,63	<0,001
Médicaments	4,16±3,62	4,45±2,96	NS	
Comorbidités	2,00±1,41	2,19±1,58	NS	
MMSE	28,18±2,23	28,33±1,64	NS	
MoCA	26,76±3,17	27,79±3,051	NS	
MoCA exécutif	4,22±0,97	4,67±0,64	5,81	0,016
MADRS	7,89±6,88	6,00±5,05	NS	

DMO : Densité Minérale Osseuse; ABCs: Activities-Specific Balance Confidence Scale; IMC: Indice de Masse Corporel; MMSE: Mini-mental State Examination; MoCA: Montreal Cognitive Assessment; MADRS: Montgomery-Åsberg Depression Rating Scale; NS: Non significatif; LRT: Likelihood Ratio Test

I.5.3.1. *La marche*

Le Tableau 7 indique que les chuteurs fracturés avaient une vitesse de marche plus faible que les non fracturés ($p=0,027$), mais pas de différence intergroupe n'apparaissait pour la variabilité du temps ou de la longueur de la foulée.

Tableau 7 : comparaison des données de marche et de posturographie entre les chuteurs fracturés et les chuteurs non fracturés

	Chuteurs		LRT	P	
	avec fracture	sans fracture			
Marche	Variabilité de la durée	4,793±3,875	3,932±2,110	1,279	0,258
	Variabilité de la longueur	5,589±6,252	3,781±1,611	2,463	0,116
	Vitesse de marche	1,101±0,173	1,197±0,190	4,928	0,027

LRT: Likelihood Ratio Test

Le modèle qui explique le mieux la différence intergroupe de vitesse de marche (Tableau 8) indique que la baisse de vitesse de marche est expliquée par un plus bas niveau d'éducation, un plus haut nombre de comorbidités, une moindre confiance en son équilibre, et un IMC plus élevé (LR=3.94 ; $p=0,0473$), mais n'est pas expliquée par l'appartenance au groupe fracturé ou non fracturé.

Tableau 8 : Structure du modèle qui correspondait le mieux avec la vitesse de la marche

	modèle	df	AIC	BIC	Loglik	Test	LRT	P
1	- Vitesse de marche	4	-30,14	-20,98	19,07			
2	~ Niveau d'éducation	5	-50,65	-39,20	30,33	1vs2	22,51	<0,001
3	+ Comorbidités	6	-61,26	-47,51	36,63	2vs3	12,61	<0,001
4	+ ABCs	7	-66,34	-50,30	40,17	3vs4	7,08	0,0078
5	+ IMC	8	-68,27	-49,95	42,14	4vs5	3,94	0,0473
6	+Nombre de chutes	9	-69,26	-48,65	43,63	5vs6	2,99	0,0837

ABCs: Activities-Specific Balance Confidence Scale; IMC: Indice de Masse Corporel; Vitesse COP AP stab: Vitesse de déplacement du COP anteropostérieur pendant la phase de stabilisation; LRT: Likelihood Ratio Test; AIC: Akaike Information Criterion; BIC: Bayesian information criterion; highest log-likelihood

Le Tableau 9 indique l'implication de chaque variable dans le meilleur modèle expliquant la vitesse de marche. La vitesse de marche était augmentée de 0,0156 m/s pour chaque année d'éducation supplémentaire ($p < 0,001$), et de 0,0015 m.s⁻¹ pour chaque pourcentage de confiance en son équilibre supplémentaire. La vitesse de marche était diminuée de 0,0337 m/s pour chaque comorbidité supplémentaire ($p < 0,01$). L'IMC n'amenait pas de changements significatifs à la vitesse de marche.

Tableau 9 : valeur de l'impact de chaque variable qui améliore significativement le modèle de vitesse de marche

	Valeur	Std Error	t	p
<i>Vitesse de marche</i>	0,9853	0,1732	5,6864	<0,001
<i>Niveau d'éducation</i>	0,0156	0,0038	4,1001	<0,001
<i>Comorbidités</i>	-0,0337	0,0116	-2,8886	0,0052
<i>ABCs</i>	0,0018	0,0007	2,4573	0,0166
<i>IMC</i>	-0,0073	0,0037	-1,9407	0,0564

ABCs : Activities-Specific Balance Confidence Scale ; IMC : Indice de Masse Corporelle

I.5.3.2. *Stabilisation de l'équilibre post-obstacle*

Les chuteurs fracturés avaient une vitesse de déplacement de leur CdP dans la direction AP plus faible que les chuteurs non fracturés ($p < 0,001$) (Tableau 10). Mais les différences intergroupes n'étaient pas présentes pour le temps de stabilisation ou les paramètres de posturographie de la phase statique.

Tableau 10 : comparaison des données de marche et de posturographie entre les chuteurs fracturés et les chuteurs non fracturés

			Chuteurs avec fracture	Chuteurs sans fracture	LRT	P
<i>Equilibre après obstacle</i>	Phase de stabilisation	Vitesse COP ML	0,134±0,0638	0,175±0,116	3,615	0,058
		Vitesse COP AP	0,161±0,0816	0,329±0,293	10,99	<0,001
		Durée	3,513±1,230	3,511±1,530	0,00003	0,995
	Phase statique	Vitesse COP ML	0,0139±0,0045	0,0148±0,0041	0,731	0,393
		Vitesse COP AP	0,0219±0,0046	0,0229±0,0061	0,702	0,402

Vitesse COP AP et ML : Vitesse de déplacement du COP antéropostérieur et médio latérale ; LRT: Likelihood Ratio Test

Le meilleur modèle expliquant la variation de vitesse de déplacement de CdP dans la direction AP montrait que de plus faibles vitesses de déplacement de CdP étaient associées à i) l'appartenance au groupe de chuteurs fracturés, ii) ainsi qu'à l'IMC et ii) à la confiance en son équilibre (Tableau 11). Les autres variables dont la vitesse de marche, n'améliorait pas significativement le modèle.

Tableau 11 : Structure du modèle qui correspondait le mieux avec la vitesse antéropostérieure du centre de pression.

	modèle	df	AIC	BIC	Loglik	Test	LRT	P
1	-Vitesse CdP AP stab	4	-43,81	-34,54	25,90			
2	~Groupe	5	-52,80	-41,22	31,40	1vs2	11,00	<0,001
3	+IMC	6	-54,66	-40,76	33,33	2vs3	3,86	0,0495
4	+ABCs	7	-57,92	-41,70	35,96	3vs4	5,26	0,0218
5	+Nombre de chutes	8	-57,81	-39,27	36,90	4vs5	1,88	0,1698

ABCs: Activities-Specific Balance Confidence Scale; IMC: Indice de Masse Corporel; Vitesse COP AP stab: Vitesse de déplacement du COP antéropostérieur pendant la phase de stabilisation; LRT: Likelihood Ratio Test; AIC: Akaike Information Criterion; BIC: Bayesian information criterion; highest log- likelihood

Le Tableau 12 indique que pour la vitesse de déplacement de CdP dans la direction AP diminuait de 0,1553 m.s⁻¹ en cas d'appartenance au groupe de chuteurs fracturés (p=0,0021), augmentait de 0,0067 par unité d'IMC supplémentaire (p=0,0113), et de 0,0009 par pourcentage de confiance en son équilibre en plus (p=0,0231).

Tableau 12 valeur de l'impact de chaque variable qui améliore significativement le modèle de la vitesse antéropostérieure du centre de pression.

	Valeur	Std,Error	t	p
<i>Intercept</i>	-0,1428	0,0984	-1,4511	0,1511
<i>Groupe Contrôle</i>	0,1553	0,0486	3,1914	0,0021
<i>IMC</i>	0,0067	0,0025	2,6020	0,0113
<i>ABCs</i>	0,0009	0,0004	2,3217	0,0231

ABCs : Activities-Specific Balance Confidence Scale ; IMC : Indice de Masse Corporelle ; AP-COP velocity stab : la vitesse antéropostérieure du centre de pression durant la phase de stabilisation.

I.5.4. DISCUSSION

En comparaison aux chuteurs non fracturés, les chuteurs qui avaient subi une fracture induite par la chute marchaient plus lentement et avaient une vitesse de déplacement de CdP dans la direction AP plus faible pendant la stabilisation après le passage d'obstacle. C'est cette variable, et non la vitesse de marche, qui était expliquée par l'appartenance au groupe sujet à la fracture.

Un pourcentage plus élevé de femmes, une force musculaire plus faible, et des fonctions exécutives amoindries se retrouvaient dans le groupe de seniors fracturés mais ne semblaient pas liés à la réduction de vitesse de marche et aux performances d'équilibre post-obstacle.

De manière intéressante, les facteurs liés à la vitesse de marche étaient différents de ceux liés à l'équilibre post-obstacle, à l'exception près de la confiance en son équilibre dont la baisse expliquait la réduction des performances dans les deux cas. La DMO quant à elle ne semblait pas liée à la présence de fracture et n'était pas liée à l'équilibre ou la marche.

Cette deuxième étude confirme donc que malgré le fait que la DMO puisse augmenter le risque de fracture (Patricia Dargent-Molina *et al.* 1996), il semblerait que ce ne soit pas le facteur le plus puissant associée à sa survenue (Siris *et al.* 2004), en particulier lorsqu'on s'intéresse aux fractures du membre supérieur (Kaptoge *et al.* 2005). Cela conduit à s'interroger sur de meilleurs prédicteurs de chute entraînant des fractures, et comme pressenti par Kaptoge *et al.* 2005, notre étude confirme que la mobilité est un facteur d'importance.

Bien que la vitesse de marche était plus basse chez les fracturés, cette vitesse n'était pas liée à l'appartenance au groupe fracturé, il semble qu'elle était plutôt en lien avec le nombre de comorbidités, le plus bas niveau d'éducation et la moindre confiance que ces participants avaient en leur équilibre. Ceci est en accord avec des études récentes ayant trouvé des résultats similaires (Busch *et al.* 2015; Reelick *et al.* 2009).

Etant donné que la confiance que les fracturés avaient en leur équilibre était plus faible que la confiance des non fracturés, il est possible que le traumatisme causé par la blessure soit responsable de cette plus grande crainte de chuter et donc de cette réduction de vitesse lors de la marche. Le score à l'ABCs de notre étude pourrait donc être une conséquence de la fracture et également une cause de réduction de la vitesse de marche.

En opposition, l'appartenance au groupe fracturé était le facteur expliquant le déficit d'équilibre après passage d'obstacle le plus puissant. Cette réduction du mouvement lors de la phase de stabilisation n'était pas liée à la vitesse de marche, ce qui est en accord avec d'autres auteurs (Ringsberg *et al.* 1999).

L'interprétation des résultats des analyses de contrôle postural dynamique est très différente de l'analyse du contrôle postural statique. Alors qu'une variabilité faible lors d'exercices d'équilibre statique est plutôt synonyme de stabilité posturale (Fay B. Horak *et al.* 1989), une variabilité faible lors d'exercice dynamique est plutôt liée à un degré de liberté moindre. Ce qui entraînerait une capacité plus faible à s'adapter aux perturbations et qui augmenterait le risque de chute (Dolan *et al.* 2006). Cette théorie s'applique également aux personnes âgées lors du passage d'obstacle, ou de faibles vitesses de déplacements de CdP indiquent de plus grandes difficultés à maintenir sa posture (Wei *et al.* 2012). On peut en conclure que cette plus faible vitesse de déplacement de CdP dans la direction AP chez les personnes fracturées est synonyme de performance d'équilibre plus fragile.

En plus de l'appartenance au groupe de seniors fracturés, deux autres facteurs expliquaient la baisse de la vitesse de déplacement de CdP : un faible IMC et un manque de confiance en son équilibre. L'IMC n'étant pas différent entre les deux groupes, il semblerait qu'un faible IMC soit plus lié aux performances d'équilibre qu'à la fracture dans notre population. Il a déjà été rapporté que les seniors présentant un très faible IMC ($<15\text{kg}\cdot\text{m}^{-2}$) présentaient un risque plus élevé de fracture de la hanche. Si ces résultats ne sont pas retrouvés dans notre étude c'est sans doute que l'IMC de nos participants était largement plus élevé ($27,7\pm 4,1$) et correspondait même à un léger surpoids. L'implication de la peur de tomber dans l'équilibre ainsi que dans la marche chez les participants n'est pas surprenante et a déjà été révélée (Visschedijk *et al.* 2010).

Il est clair que d'autres facteurs sont impliqués dans la survenue de la fracture post-chute, nos résultats suggèrent que la force musculaire, le genre, la peur de tomber, le niveau d'éducation et les fonctions exécutives seraient impliqués. Une faible force de préhension pourrait en effet être responsable d'un réflexe de protection moins efficace lors de la chute, qui pourrait se traduire par la survenue de fracture. Cependant on ne peut pas écarter totalement le fait que la force musculaire de préhension plus faible dans le groupe fracturé soit causée par la fracture elle-même. L'impact de la fracture a cependant été réduit par le délai entre la chute et l'évaluation. Les évaluations avaient

lieu après un délai de 2 mois minimum, établi avec les rhumatologues de l'étude, une fois que le rétablissement était considéré comme suffisant. Des analyses supplémentaires ont de plus permis de montrer que la différence de Handgrip entre les fracturés du membre dominant, et les fracturés du membre non dominant n'était pas significative.

En ce qui concerne la baisse de confiance en équilibre, nos résultats sont en accord avec d'autres études qui ont établi un lien entre peur de tomber et une augmentation du risque de fracture de la hanche (Visschedijk *et al.* 2010). Cependant, l'aspect rétrospectif de cette étude rend l'interprétation difficile de l'implication de la baisse de confiance étant donné qu'elle peut être une cause et/ou une conséquence de la survenue de la fracture chez les participants.

D'autres études ont déjà rapporté l'impact d'un bas niveau d'éducation sur la survenue de fracture chez des personnes âgées (Li *et al.* 2013). Comme ces auteurs l'ont suggéré, cela pourrait être expliqué par une connaissance plus faible qu'ont les personnes moins éduquées des causes de survenue de chutes et de fractures, et des moyens de réduire ces risques. Nos résultats permettent aussi d'avancer une hypothèse cognitive sur ce lien entre niveau d'éducation et gravité de la chute. En effet, la relation étroite entre niveau d'éducation et fonctions exécutives est connue (Grigsby *et al.* 2002), et il a également été rapporté que les fonctions exécutives jouaient un rôle important dans la survenue de chutes graves (Muir *et al.* 2012). Notre hypothèse serait donc que le faible niveau d'éducation pourrait entraîner de plus faibles performances exécutives, et être partiellement lié à la fracture. D'autres études sont nécessaires afin d'étudier l'implication d'autres fonctions cognitives spécifiques dans la survenue de la fracture. Il a cependant été démontré que la cognition globale pouvait être considérée comme un facteur de risque de fracture du poignet (Vogt *et al.* 2002). Welemerink *et al.* (2010) ont montré que le risque de fracture pouvait augmenter jusqu'à 45% en cas de score aux tests de cognition globale plus faible (entre 80 et 89/100 en comparaison au sujets ayant plus de 90/100 au 3MS). Ces auteurs ont également noté une relation entre vitesse de traitement de l'information et risque de fracture (Welmerink *et al.* 2010). Ces différentes études, associées à nos résultats, suggèrent que la fracture post-chute des seniors pourrait en partie être expliquée par une vitesse de traitement et des fonctions exécutives plus faibles, qui seraient potentiellement responsables d'un réflexe de protection moins performant, aggravant les conséquences de la chute.

Quelques limites présentes dans cette étude sont à prendre en compte. La proportion élevée de femmes dans le groupe de chuteurs fracturés pourrait avoir influencé certains des résultats, surtout sur la valeur de force de préhension. Mais la proportion de femmes plus élevée dans un groupe de fracturés du membre supérieur semble en accord avec la littérature (Baron *et al.* 1996). Pour ce qui

est des valeurs de marche et d'équilibre post-obstacle, l'hétérogénéité des genres était prise en compte lors de l'analyse, et aucun effet du genre n'a été rapporté.

Inclure un groupe de seniors non-chuteurs aurait aussi pu améliorer les interprétations que nous faisons de nos résultats. Cela aurait permis de déterminer l'implication de chaque facteur dans la chute, et ensuite dans la gravité de celle-ci. L'implication de la récurrence de la chute sera étudiée après la fin du suivi sur deux ans qui est encore en cours.

I.5.5. CONCLUSION

A notre connaissance cette étude est la première à étudier l'implication de déficits d'équilibre dans la survenue des fractures du membre supérieur. Ces troubles de l'équilibre après passage d'obstacle, associés avec un niveau d'éducation bas, une faible confiance en son équilibre, et un nombre élevé de comorbidités pourraient être des facteurs importants de risque de fracture post-chute. Des fonctions exécutives moins performantes et une force musculaire de la main plus faible pourrait aussi être impliquées en réduisant l'efficacité du réflexe de protection lors de la chute. Ces différents facteurs devraient être pris en compte lors de l'évaluation des risques de fracture chez les seniors et également lors de la mise en place de programmes de prévention.

I.6. ETUDE 3 : UN PROFIL DE MARCHE EN DOUBLE TACHE SPECIFIQUE AUX SENIORS FRACTURES

Cette étude a donné lieu à une présentation affichée dans au congrès GSA 2016

(Annexe 3) et à un article en cours de rédaction

I.6.1. RAPPEL DU CADRE THEORIQUE

Comme nous l'avons vu précédemment, peu d'études ont permis de différencier les chutes « graves » entraînant une fracture, des chutes anodines. C'est surtout le cas pour les chutes entraînant des fractures des membres. L'étude présentée dans la partie précédente au cours de l'étude 2, confirme l'implication de la force musculaire, d'une faible confiance en son équilibre, et la faible implication de la DMO (Luukinen *et al.* 1996). Les résultats de la précédente étude semblent aussi indiquer que les performances d'équilibre après passage d'obstacle seraient impliquées dans la survenue de fracture. Finalement, l'étude 2 suggère que les performances cognitives, et plus particulièrement les fonctions exécutives pourraient être liées à la gravité de la chute.

La majorité des chutes arrivant pendant la marche (Robinovitch *et al.* 2013), il semble particulièrement adapté d'utiliser les paradigmes de double tâche (DT) afin d'étudier les interactions entre la marche et la cognition chez les chuteurs. En effet, la situation de double tâche, qui peut être rencontrée écologiquement, est connue pour être liée au risque de chute (Segev-Jacobovski *et al.* 2011; Lundin-Olsson *et al.* 1997).

Cependant, bien que la marche se base sur de nombreux repères visuo-spatiaux, peu de paradigmes de double tâche combinant la marche à une tâche cognitive ont utilisé une tâche d'attention visuospatiale. Un autre biais régulièrement observé dans les études sur la double tâche est une tendance à n'analyser qu'une des deux tâches dans les protocoles alors que la mesure des deux est nécessaire pour comprendre l'interaction cognition/marche (Yogev-Seligmann *et al.* 2008). Plusieurs tâches secondaires peuvent être utilisées en plus de la marche, de nombreux protocoles utilisent des stimuli externes et mesurent le temps de réaction du participant. Cependant, il semble que ce soit surtout les tâches impliquant des facteurs internes comme le suivi visuel d'objets, qui créé le plus d'interférence avec la marche et qui devraient être privilégiées dans les paradigmes de DT (Al-Yahya *et al.* 2011). Les tâches d'attention visuelle semblent donc être particulièrement adaptées. Le coût de telles tâches sur la locomotion est particulièrement important chez les seniors (Bock & Beurskens 2011).

Le but premier de la prévention des chutes et principalement la prévention de ses conséquences graves et en premier lieu, la prévention de la survenue de fracture. Cependant peu d'études se sont penchées sur le lien entre les comportements en double tâche et le risque de fracture lors de la chute des seniors. L'objectif de l'étude était donc : 1/ de tester l'intérêt d'une nouvelle double tâche visuospatiale, dénommée « WalkMOT » (Pothier *et al.* 2014) chez des participants âgés chuteurs, et 2/de comparer les performances entre des participants chuteurs anodins et des chuteurs fracturés.

I.6.2. METHODOLOGIE SPECIFIQUE

I.6.2.1. *Participants*

Vingt-sept participants de plus de 55 ans, provenant du protocole CFC ont été inclus à cette étude. Les participants ont été divisés en deux groupes selon la sévérité de leur chute : les chuteurs avec une fracture du membre supérieur (n=17) et les chuteurs anodins (n=10) ($67,1 \pm 6,4$ vs $67,3 \pm 8,5$ ans). Une chute était considérée anodine lorsqu'elle n'entraînait pas de fracture et qu'elle ne demandait aucune consultation médicale. Le protocole expérimental a eu lieu au moins 2 mois après la chute afin d'éviter les effets directs de celle-ci sur les mesures.

I.6.2.2. *Paramètres physiologiques et cognitifs*

Les facteurs de risque de fracture et de chute déjà connus ont été mesurés comme suit :

- La DMO était mesurée à la hanche (fémur total) par densitométrie (DXA)
- L'IMC était calculé selon la formule de l'OMS (kg.m^{-2}).
- Une neuropsychologue évaluait la cognition globale à l'aide du Montreal Cognitive Assessment (MoCA) (Nasreddine *et al.* 2005) et la cognition spécifique par le biais de différents tests : Mémoire visuelle (le test de la figure complexe de Rey), Flexibilité (Trail Making Test) et l'inhibition (Stroop 1935).
- La force musculaire était mesurée par dynamomètre (TK-200, Takei Co., Ltd., Tokyo), deux fois pour chaque main et la plus haute valeur des quatre était retenue.
- La confiance en son équilibre a été évaluée par l'Activities-Specific Balance Confidence Scale (ABCs) (Powell & Myers 1995).
- La double tâche WalkMOT, présentée dans la partie méthodologie générale, a été utilisée et a permis l'enregistrement de ces valeurs :
 - La vitesse de marche en simple et double tâche
 - La performance à la tâche MOT en simple et double tâche
 - Le coût de la double tâche sur la marche, et le coût de la double tâche sur la tâche MOT.

I.6.2.3. Méthodologie statistique :

Des analyses de covariance (ANCOVA) avec la densité minérale osseuse comme covariable ont été réalisées pour comparer les variables des chuteurs fractures et des chuteurs anodins. Le logiciel de statistique Statistica® a été utilisé pour conduire ces analyses.

I.6.3. RESULTATS

Les chuteurs fracturés présentent une DMO et une force musculaire plus faible que les chuteurs non-fracturés ($p < 0,05$). Ils ont également moins confiance en leur équilibre ($p < 0,05$) (Tableau 13).

Tableau 13 Caractéristiques de la population étudiée

	17 chuteurs fracturés Moyenne \pm écart type	10 chuteurs anodins Moyenne \pm écart type	P
Age	66,65 \pm 8,3	64,8 \pm 7,2	0,594
Niveau d'éducation	11,18 \pm 3,05	12,9 \pm 4,3	0,286
Indice de masse corporelle	27,85 \pm 5,8	29,4 \pm 4,1	0,412
Densité minérale osseuse	-0,87 \pm 0,9	-0,15 \pm 0,8	0,0386
Handgrip	16 \pm 4,5	19,63 \pm 3,8	0,0379
ABCs	74,35 \pm 20,1	87 \pm 8,5	0,0366

Au niveau des performances cognitives, le groupe fracturé montre un score au MoCA, à la figure de Rey et au test de Stroop plus faible ($p < 0,05$) (Tableau 14).

Tableau 14: Performances cognitives chez les chuteurs fractures et les chuteurs anodins.

	17 chuteurs fracturés Moyenne \pm écart type	10 chuteurs anodins Moyenne \pm écart type	P
MoCA (/30)	26,59 \pm 2,8	28,5 \pm 2	0,05
Figure de Rey (/36)	13,12 \pm 5,3	17,25 \pm 4,5	0,043
Trail Making Test (TMTB/TMTA)	2,53 \pm 0,9	2,4 \pm 0,6	0,673
Stroop	0,47 \pm 0,08	0,52 \pm 0,06	0,05

Sur la vitesse de marche, l'ANCOVA révèle un effet du passage à la double tâche ($p < 0,0001$) mais pas d'effet GROUPE, ni d'effet de l'interaction GROUPE x Double Tâche (Figure 26A). Il en va de même pour la tâche MOT où le pourcentage de bonnes réponses est aussi réduit lors du passage en DT indépendant du groupe de participants ($p < 0,005$) (Figure 26B).

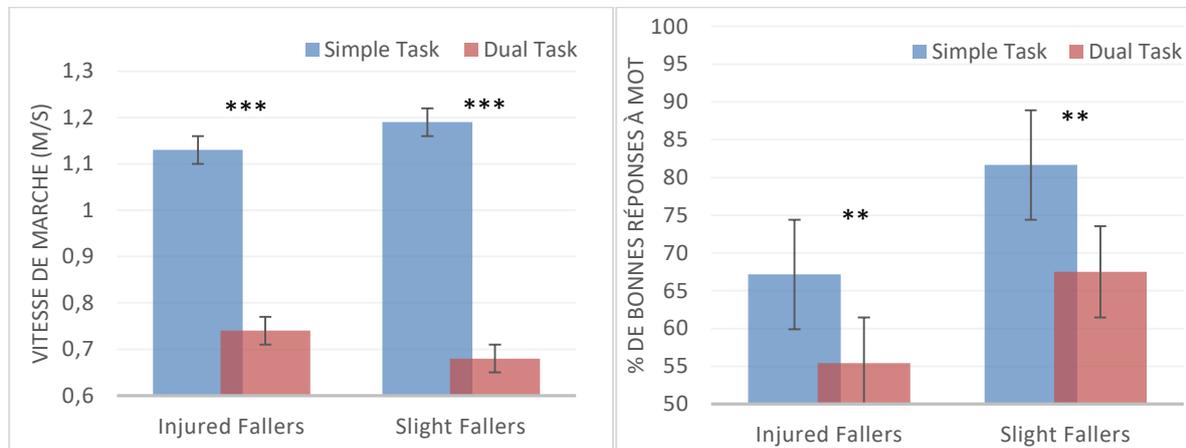


Figure 26 A/ Vitesse de marche en simple et double tâche chez les participants chuteurs fractures et les participants anodins. B/ Pourcentage de réponse positive à la tâche MOT (Multiple Object Tracking) en simple et double tâche chez les participants chuteurs fracturés, et chez les participants chuteurs anodins. *** $p < 0,001$; ** $p < 0,01$

L'ANCOVA révèle également que le coût de la DT sur la marche est plus élevé chez les chuteurs non-fracturés ($p < 0,05$). La vitesse de marche est significativement plus réduite chez les chuteurs anodins. Le coût de la DT de la tâche MOT n'est pas différent selon le groupe (Figure 27).

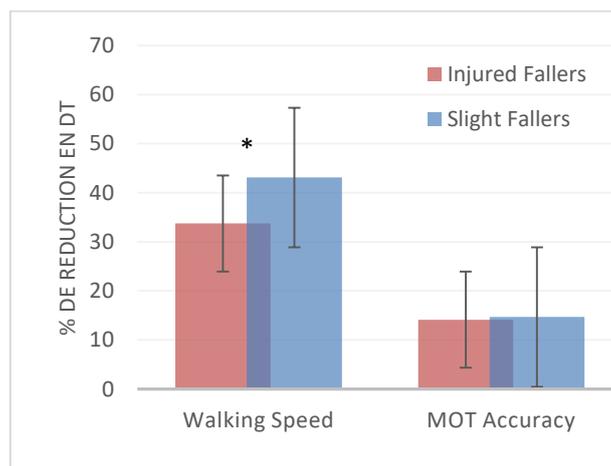


Figure 27: coût de la double tâche sur la vitesse de marche et sur le % de bonne réponse à la tâche MOT chez les participants chuteurs fracturés et chez les chuteurs anodins. * $p < 0,05$

I.6.4. DISCUSSION

De manière intéressante, bien que les participants fracturés présentent une DMO plus faible, la population est globalement non ostéoporotique ($>-2,5$). Ce n'est pas totalement surprenant, la DMO, comme nous l'avons confirmé dans l'étude précédente, n'est pas le seul facteur responsable de la fracture chez les seniors.

Premièrement, ces résultats montrent que le paradigme de double tâche WalkMOT présente un intérêt certain chez les personnes âgées chuteuses. En effet, la sensibilité de ce paradigme peut être considéré comme suffisante étant donné que les performances aux deux tâches (marche et MOT) sont toutes deux significativement affectées lorsqu'elles sont réalisées simultanément. La vitesse de marche et le pourcentage de bonne réponse à tâche MOT, diminuent tous les deux lors du passage en DT. Deuxièmement, les chuteurs fracturés avaient 3 des 4 scores cognitifs mesurés significativement plus faibles que les chuteurs anodins. La gravité de la chute pourrait donc, pour une grande partie, être liée à des troubles de la cognition. Troisièmement, les chuteurs fracturés présentent un comportement différent des chuteurs anodins : les fracturés réduisent moins leur vitesse de marche lors de la double tâche que les chuteurs anodins. Ceci est en accord avec le fait que réduire sa vitesse de marche en situation de DT peut être interprété comme une stratégie visant à sécuriser la marche (Shumway-Cook *et al.* 1997). Ce déficit de réduction de la vitesse de marche pourrait donc être vu comme un facteur lié à la gravité de la chute des seniors.

I.6.4.1. *WalkMOT chez les chuteurs*

La pertinence de l'utilisation de cette tâche visuospatiale chez les chuteurs semble donc avérée. En effet, la tâche WalkMOT utilise une tâche secondaire visuospatiale, ce type de tâche étant celui qui semble le plus affecter les performances de marche (Beurskens & Bock 2012). En effet, le ralentissement de la marche lors de l'exécution de cette tâche montre que la marche des seniors met bien en jeu les capacités visuospatiales impliquées dans la tâche MOT. De plus cette tâche semble être relativement écologique et pourrait se rapprocher de situations où des seniors marchent dans la rue tout en faisant une autre tâche visuelle comme chercher quelqu'un du regard, ou écrire un SMS. Cela se rapprocherait de la double tâche mise au point en réalité virtuelle par Nagamatsu *et al.* (Nagamatsu *et al.* 2011) où les participants devaient traverser une rue en évitant les voitures dans un univers de réalité virtuelle, tout en parlant au téléphone. La tâche WalkMOT peut certes paraître moins écologique, mais elle permet d'évaluer et quantifier précisément les performances des deux tâches, contrairement à la tâche mise au point par Nagamatsu *et al.*

I.6.4.2. *Cost de la double tâche et fracture*

Les participants fracturés, ayant une confiance en leur équilibre moindre, devraient ralentir leur vitesse de marche lors de situations à risque. C'est en tout cas ce qu'on observe chez les seniors chuteurs comparés à des non chuteurs (Al-Yahya *et al.* 2011). C'est pourtant l'inverse qui se produit ici chez les seniors chuteurs fracturés. Lors de la double tâche WalkMOT, les participants fracturés réduisaient significativement moins leur vitesse de marche que les chuteurs anodins. Ce comportement peut être considéré à risque et bien que ni les fracturés ni les non-fracturés n'aient pu éviter la chute, il est probable qu'une chute avec une plus grande vitesse soit plus à même d'induire une énergie suffisante à fracturer des parties osseuses. Alors que la chute semble être en partie identifiable par des troubles de la mobilité, il semblerait que la gravité de celle-ci soit plutôt en lien avec un comportement risqué lorsque la charge cognitive devient importante lors de la marche.

I.6.4.3. *Cognition et fracture*

L'étude de la gravité de la chute, donc de la survenue de fracture du membre supérieur, et de son lien avec les performances cognitives, n'a à notre connaissance jamais été étudiée. Les fracturés avaient des scores à 3 des 4 tests cognitifs plus faibles que les non-fracturés. Ces altérations de la cognition, et peut être plus particulièrement les altérations des fonctions exécutives pourraient être responsables du comportement des fracturés en situation de double tâche. Les fracturés pourraient ne pas avoir les capacités cognitives suffisantes pour sécuriser leur marche dans des situations à risque. Le nombre de participants jusqu'alors inclus dans ces analyses semble relativement faible, et des analyses sur un échantillon plus important seront nécessaires pour confirmer ces résultats. De plus, bien que ces résultats semblent soutenir une hypothèse de causalité entre les troubles observés et l'occurrence de la fracture, seule une étude longitudinale permettrait de confirmer cette relation.

I.6.5. **CONCLUSION**

Cette étude a permis de mettre en valeur l'intérêt de l'utilisation de la tâche WalkMOT chez des personnes âgées chuteuses. Ce paradigme de double tâche semble particulièrement lié à la gravité de la chute des seniors. En effet les personnes ayant été fracturées ralentissent leur vitesse de marche d'environ 30% lors du passage à la double tâche, alors que les chuteurs anodins réduisent cette vitesse de 40%. Une vitesse de marche rapide dans une situation à risque pourrait en effet, en cas de déséquilibre, être responsable d'une forte énergie dans la chute qui pourrait donc plus facilement fracturer des os. Le manque de ralentissement lors de la double tâche, possiblement

associé à des déficits cognitifs, notamment des fonctions exécutives, ainsi qu'une faible force musculaire seraient liés la fracture. Les programmes de réhabilitation devraient donc s'attacher à renforcer ces deux fonctions afin de réduire la gravité de la chute.

Partie II

*Nouvelle approche de l'analyse du contrôle
postural pendant la marche*

Article en cours de rédaction

II.1. CADRE THEORIQUE

II.1.1. EVALUATION DU CONTROLE POSTURAL AU COURS DE LA MARCHE

Une majorité des chutes arrivent durant la locomotion (Robinovitch *et al.* 2013), cependant, comme nous l'avons vu précédemment, de nombreuses études se sont intéressées au contrôle postural statique sur plateforme de force et l'étude du contrôle postural au cours de la marche n'a que rarement été étudié. D'autres ont utilisé les paramètres spatio-temporels classiques, comme la vitesse de marche ou la longueur du pas. L'utilisation de ces paramètres est de plus en plus décriée, et ne permettrait pas de comprendre les mécanismes responsables des chutes. Réduire sa vitesse de marche peut parfois être considéré comme un comportement lié au risque de chute et parfois comme un comportement visant à sécuriser la marche. Un nouvel outil a donc été développé avec pour objectif de mesurer précisément le contrôle postural au cours de la marche : l'indice de freinage du centre de masse (CM).

Le CM d'une personne est un point imaginaire où la masse d'une personne est parfaitement équilibrée dans toutes les directions de l'espace autour de ce point. La locomotion implique le balancement du poids du corps d'une jambe à l'autre. Le contrôle postural au cours de la marche a donc pour principal objectif la stabilisation de la position du centre de masse (CM) dans l'espace en réponse aux perturbations de l'équilibre par les mouvements du corps afin d'éviter la chute. Etudier les déplacements du CM permet donc d'étudier le contrôle postural au cours de la marche. La vitesse verticale du CM chez les personnes saines décrit une nette diminution avant le poser du pied, c'est ce qui est appelé « freinage du CM » (Chong *et al.* 2009).

Chez les sujets sains, le freinage du centre de masse aurait pour fonction de ralentir la chute verticale du centre de masse avant le poser du pied afin que le contact avec le sol se fasse en douceur.

Ce mécanisme est encore peu connu et l'implication musculaire et nerveuse reste à étudier. Cependant, il a été montré que ce mécanisme est physiologique, il est présent chez toutes les personnes saines (Chong *et al.* 2009) et il serait entre autre corrélé à l'activation musculaire des fléchisseurs plantaires de la cheville (Chastan *et al.* 2010; Chastan *et al.* 2009). Ce freinage du CM serait en partie modulé par le système proprioceptif, surtout par les informations somatosensorielles cutanées de la plante des pieds, couplées aux informations visuelles, et également aux contractions du muscle soléaire (Chastan *et al.* 2009). Ces fonctions étant altérées fréquemment par l'âge, il n'est donc pas surprenant de voir les capacités de freinage réduites chez les seniors. De manière intéressante, le freinage du CM ne semble pas associé à la longueur du pas, ce qui montrerait que ces mécanismes sont indépendants et que le freinage du CM pourrait être un paramètre plus intéressant pour étudier la stabilité posturale (Chastan *et al.* 2010).

Aucune étude ne s'est portée sur le freinage en lien direct avec la chute des seniors, cependant ce « freinage du centre de masse » a montré des liens forts avec des troubles de la marche chez des sujets parkinsoniens. Il a été montré que chez les personnes ayant des troubles de l'équilibre, notamment liés à la maladie de Parkinson, environ 50% présentent une altération de leur capacité à freiner le centre de masse avant le poser du pied (Chastan *et al.* 2009; Welter *et al.* 2007).

Cependant, les études précédentes ont montré que la mesure du freinage de CM sur plateforme semble manquer de précision et montre une grande variabilité intra-individuelle. Le coefficient de variabilité du freinage avec cette méthode de mesure est de près de 20% alors que le coefficient de variabilité de la longueur du pas et de la vitesse démarche dans des conditions identiques est de moins de 5%. La méthode de calcul du CM par cette méthode se fait par extrapolation de la position du centre de pression des pieds (CdP), cette méthode est approximative et explique donc la variabilité intra-individuelle observée. L'analyse cinématique de la marche en 3D permet une reconstruction de la position de CM basée sur la définition même du centre de masse. Cette analyse modélise en effet tous les segments composant le corps, et calcule la masse de chacun pour enfin déterminer la position précise du centre de masse du corps entier (Lafond *et al.* 2004).

L'objectif principal de cette étude était donc de comparer la variabilité intra-individuelle du freinage du centre de masse (CM) entre un freinage déterminé par plateforme de force, et un freinage déterminé par système optoélectronique en 3D (système VICON®) chez des sujets sains.

II.2. METHODOLOGIE

Cette étude méthodologique est une étude mono centrique financée par l'appel d'offre interne du CHU de Rouen, le CHU de Rouen étant le promoteur.

II.2.1. PARTICIPANTS

I.1.1.1. Critères d'inclusion

- Sujets sains
- Agés de 20 à 40 ans

I.1.1.2. Critères de non-inclusion

- Pathologie neurologique, vestibulaire, rhumatologique, orthopédique en cours ou séquellaire pouvant influencer la marche et l'équilibre
- Déformation rachidienne connue
- Troubles visuels importants : acuité visuelle avec correction inférieure à 6/10ème
- Impossibilité de tenir debout et de marcher sans aide sur 15 mètres
- Personne placée sous sauvegarde de justice, tutelle ou curatelle
- Sujet non affilié à un régime de sécurité sociale
- Sujet participant à une autre recherche biomédicale pendant la présente étude

II.2.2. EVALUATION BIOMECANIQUE DE LA MARCHE

Au signal sonore, les participants commençaient à marcher sur 8 mètres. Seul le premier pas (réalisé entièrement sur la plateforme), était utilisé pour l'analyse. Chaque participant a réalisé 10 essais en marche spontanée et 10 essais en marche rapide.

Une plateforme de force (Advanced Mechanical Technology Inc LG6-4-1, USA, 0.9 m x 1.8 m) a été utilisée pour étudier les forces de réactions verticales au cours de la marche. Les positions, et par extrapolation la vitesse de déplacement du CdP, ont été calculées en temps réel par un logiciel Labview (National Instruments).

La longueur du premier pas a été calculée selon la méthode utilisée par Welter et al., (2007). La longueur du pas correspond à la distance dans l'axe antéro-postérieur séparant la première position du CdP(t_0) et la position du CdP au moment du lever du second pied (FO2) (Figure 28). La vitesse du pas correspondait à la longueur du premier pas divisée par son temps d'exécution.

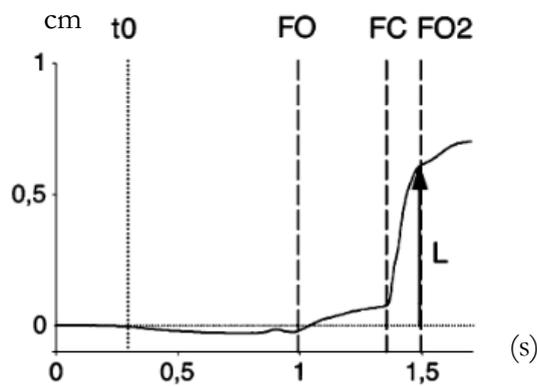


Figure 28: Calcul de la longueur du pas sur plateforme de force
 Légende - T0 : position de départ, FO : Foot Off,
 FC : Foot Contact, L : Longueur du pas

Le calcul de l'indice freinage, exprimé en pourcentage, correspondait à la différence de vitesse verticale du CdP au moment du cycle où elle était maximale (V1) et la vitesse verticale du CdP au moment du poser du pied (V2), divisée par la vitesse maximale V1 (Figure 29).

$$\text{Index de freinage} = \frac{V1-V2}{V1} \text{ (Exprimé en pourcentage).}$$

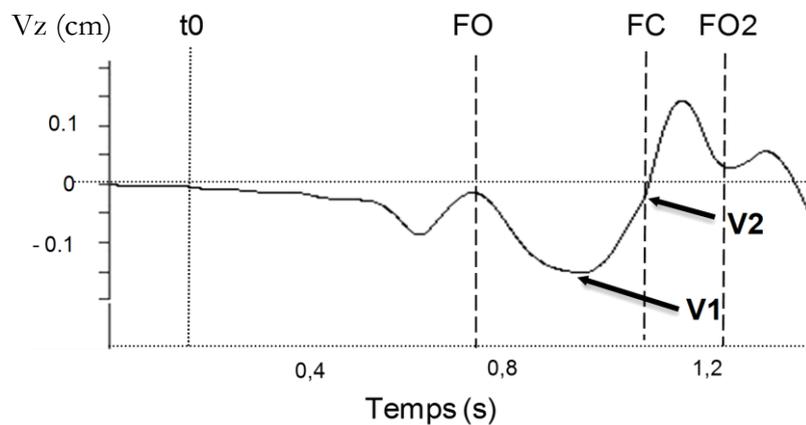


Figure 29 : Calcul de l'indice de freinage

II.2.3. EVALUATION CINEMATIQUE DE LA MARCHÉ

Un système optoélectronique VICON® (Oxford Metrics Ltd, Oxford UK) composé de 6 caméras infra-rouges (MXT10) a été utilisé pour étudier le déplacement du CM des participants. Ce type d'analyse de la marche est validé et rend un service médical suffisant selon l'HAS. Les participants étaient équipés de 39 marqueurs réfléchissants, positionnés selon le modèle PlugInGait-Full Body (Figure 30) permettant au logiciel Nexus (VICON® Motion Systems Ltd, Oxford UK) de modéliser les déplacements des marqueurs et donc de calculer en temps réel la position et la vitesse du CM. Au signal sonore, les participants commençaient à marcher sur 8 mètres. Les 5 premiers pas étaient enregistrés. Chaque participant réalisait 10 essais en marche spontanée et 10 essais en marche rapide.

La longueur du pas correspondait à la distance dans l'axe antéropostérieur séparant les positions du marqueur « cheville » (LHEE ou RHEE, selon que le pas calculé soit celui de la jambe gauche ou droite) aux moments de deux posers de talon successifs (FC1 et FC2). La vitesse correspondant à cette distance séparait le temps d'exécution du pas. Le freinage était calculé avec la même méthode que pour le calcul sur plateforme de force, sauf que c'est la vitesse verticale de déplacement du CM (et non du CdP qui était utilisé)

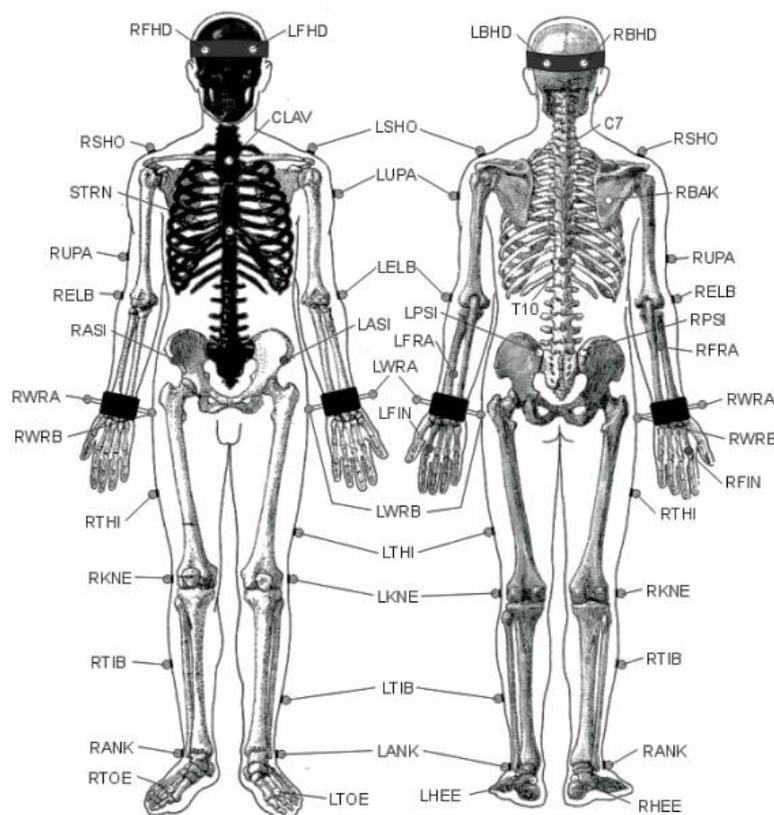


Figure 30 : placement des 39 marqueurs pour l'analyse 3D de la marche, modèle « PlugInGait-Full Body »

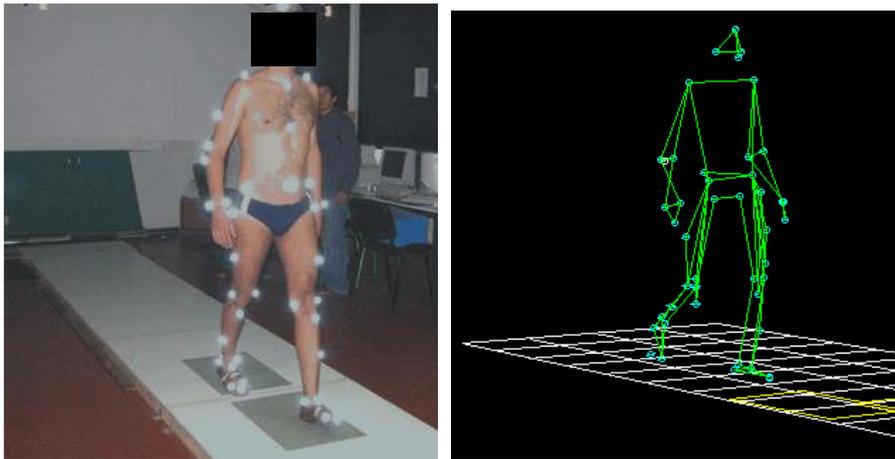


Figure 31 : Etude de la marche à l'aide d'un système optoélectronique.
 A gauche : Des mires sont collées sur la peau du sujet.
 A droite : Leurs coordonnées spatiales sont ensuite calculées

II.2.4. METHODOLOGIE STATISTIQUE :

Seul le premier pas était effectué sur la plateforme. Les analyses statistiques comparant les deux méthodes n'ont donc pris en compte que ce premier pas mesuré avec les deux méthodes d'enregistrement. Afin d'étudier la variabilité interindividuelle, un coefficient de variation (CV) a été calculé pour chaque paramètre de marche étudié. Le CV se calcule en fonction de la moyenne (μ) et de l'écart type (σ) du paramètre mesuré sur 10 essais à vitesse spontanée, puis sur 10 essais à vitesse rapide.

$$CV = \frac{\sigma}{\mu}$$

L'indice de freinage, la longueur du pas et la vitesse du pas, ainsi que les CV interindividuelles ont été comparées selon leur méthode d'acquisition et selon que la marche était spontanée ou lente.

L'analyse effectuée était une analyse de variance à mesure répétée (ANOVA) à deux facteurs :

- Méthode d'enregistrement : VICON® ou plateforme
- Vitesse de la marche : spontanée ou rapide.

Les conditions de validité de l'ANOVA ont été vérifiées à l'aide du test d'homogénéité de Levene. La recherche d'une corrélation entre le freinage du centre de masse et l'âge, la taille, le poids, la vitesse de marche et la longueur du pas a été réalisée en estimant le coefficient de corrélation des rangs de Spearman (estimation ponctuelle) et en testant cette valeur par rapport à la valeur nulle (correspondant à l'absence de corrélation).

Le logiciel JASP (version 0.8.0.0) a été utilisé pour réaliser ces analyses avec un seuil de significativité fixé à 0,05.

II.3. RESULTATS

II.3.1. DESCRIPTION DE LA POPULATION

50 participants ont pu être inclus à cette étude et leurs caractéristiques sont présentées dans le Tableau 15.

Tableau 15: Caractéristiques de la population étudiée

POPULATION		
(n = 50)		
	Nombre	%
<i>Hommes</i>	21	42,0
<i>Femmes</i>	29	58,0
<i>Age (ans)</i>	26,86 ± 5,49	
<i>Poids (kg)</i>	70,64 ± 14,80	
<i>Taille (cm)</i>	172,6 ± 9,9	
<i>IMC (kg.m²)</i>	23,59 ± 3,83	

II.3.2. VARIABLES DE MARCHE

Les valeurs des paramètres de marche (longueur, vitesse et freinage) du premier pas ainsi que le coefficient de variation de ces paramètres sont présentés dans le Tableau 16.

Tableau 16 : variables de marche selon la méthode de mesure et la rapidité de la marche

	Analyse Cinématique (VICON®)		Analyse Cinétique (Plateforme)	
	Spontané	Rapide	Spontané	Rapide
<i>Longueur du pas</i>	613,0 ± 61,35	723,9 ± 89,54	561,9 ± 60,06	654,5 ± 87,0
<i>CV longueur du pas</i>	0,048 ± 0,014	0,058 ± 0,031	0,055 ± 0,018	0,065 ± 0,031
<i>Vitesse</i>	0,991 ± 0,115	1,520 ± 0,164	1,050 ± 0,131	1,513 ± 0,143
<i>CV Vitesse</i>	0,063 ± 0,020	0,050 ± 0,021	0,083 ± 0,035	0,072 ± 0,047
<i>Freinage</i>	0,699 ± 0,185	0,689 ± 0,196	0,520 ± 0,21	0,543 ± 0,189
<i>CV freinage</i>	0,285 ± 0,216	0,272 ± 0,209	0,438 ± 0,264	0,378 ± 0,188

CV : coefficient de variation

II.3.3. COMPARAISON DE LA VARIABILITE DU CENTRE DE FREINAGE

L'ANOVA détecte un effet de la méthode de mesure sur le coefficient de variation interindividuelle de l'indice de freinage ($F=30.4$; $p<0,001$) (Tableau 17). Le coefficient est plus faible de 31,7% avec la méthode du VICON®. De plus l'ANOVA révèle un effet de la méthode de mesure sur l'indice de freinage lui-même ($F=94.3$; $p<0,001$). L'indice de freinage est plus élevé de 12,9% en moyenne lorsqu'il est mesuré par la technique du VICON®. Le freinage ne semble pas être influencé par la vitesse de marche (spontanée ou rapide).

Tableau 17 : ANOVA à deux facteurs (méthode x vitesse) de l'indice de freinage et de son coefficient de variation intraindividuel.

	Sum of Squares	df	Mean Square	F	p
<i>Freinage</i>					
<i>méthode</i>	1,312	1	1,312	94,370	< ,001
<i>vitesse</i>	0,002	1	0,002	0,086	0,771
<i>méthode * vitesse</i>	0,014	1	0,014	1,635	0,207
<i>CV freinage</i>					
<i>méthode</i>	0,830	1	0,830	30,461	< ,001
<i>vitesse</i>	0,067	1	0,067	2,045	0,159
<i>méthode * vitesse</i>	0,027	1	0,027	2,230	0,142

II.3.4. COMPARAISON DE LA VARIABILITE DE LA LONGUEUR DU PAS ENTRE LES DEUX TECHNIQUES

L'ANOVA (Tableau 18) montre que le coefficient de variation de la longueur du pas varie aussi selon la méthode utilisée ($F=14,45$; $p<0,001$). Le coefficient de variation est plus élevé de 11,7% avec la méthode de la plateforme de force. On note aussi une différence de la longueur du pas selon la méthode, avec un pas mesuré plus long avec la technique du VICON® que ce soit en marche spontanée (51,17 mm d'écart) ou rapide (69,4 mm d'écart) (Tableau 19).

Tableau 18 : ANOVA à deux facteurs (méthode x vitesse) de la longueur du pas et de son coefficient de variation intraindividuelle

	Sum of Squares	df	Mean Square	F	p
L pas					
Méthode	177890	1	177890,02	573,57	< ,001
Vitesse	507555	1	507554,87	112,20	< ,001
Méthode * Vitesse	4083	1	4083,12	49,51	< ,001
CV Lpas					
Méthode	0,003	1	0,003	14,450	< ,001
Vitesse	0,005	1	0,005	5,200	0,027
Méthode * Vitesse	5,875e -7	1	5,875e -7	0,004	0,950

CV : coefficient de variation ; Lpas : Longueur du pas

Tableau 19: Analyse posthoc de Tukey pour l'ANOVA de la longueur du pas

COMPARAISONS		t	p	Différence moyenne
Spontanée sur plateforme	Rapide sur plateforme	-9,758	< ,001	-92,65
Spontanée sur plateforme	Spontanée sur Vicon®	-20,678	< ,001	-51,17
Spontanée sur plateforme	Spontanée sur Vicon®	-20,678	< ,001	-51,17
Rapide sur plateforme	Spontanée sur Vicon®	4,165	< ,001	41,52
Rapide sur plateforme	Rapide sur Vicon®	-22,336	< ,001	-69,38
Spontanée sur Vicon®	Rapide sur Vicon®	-10,307	< ,001	-107,15

II.3.5. COMPARAISON DE LA VARIABILITE DE LA VITESSE DE MARCHE ENTRE LES DEUX TECHNIQUES

L'ANOVA montre que le coefficient de variation de la vitesse de marche est significativement plus élevé de 27,1% avec la méthode de mesure par plateforme de marche ($F=26,954$; $p<0,001$), et également plus élevé lorsque la vitesse de marche est rapide ($F=6,936$; $p=0,011$) (Tableau 20).

La mesure de la vitesse de marche varie aussi selon les deux techniques utilisées ($F=8,15$; $p=0,006$).

La vitesse du premier pas en marche rapide, après analyse post-hoc de Tukey, est plus élevée lorsqu'elle est mesurée par le VICON® ($p<0,001$). Et cette vitesse de marche est plus faible en marche spontanée lorsqu'elle est mesurée par le VICON® ($p<0,001$) (Tableau 21).

Tableau 20 : ANOVA à deux facteurs (méthode x vitesse) de la vitesse de marche et de son coefficient de variation intraindividuel

	Sum of Squares	df	Mean Square	F	p
Vitesse					
Méthode	0,030	1	0,030	8,150	0,006
Vitesse	12,353	1	12,353	559,684	< ,001
Méthode * Vitesse	0,052	1	0,052	25,399	< ,001
CV vitesse					
Méthode	0,021	1	0,021	26,954	< ,001
Vitesse	0,007	1	0,007	6,936	0,011
Méthode * Vitesse	2,341e -5	1	2,341e -5	0,027	0,869

Tableau 21: Analyse post hoc de Tukey pour l'ANOVA de la vitesse marche

COMPARAISON		p	Différence moyenne
Spontanée sur plateforme	Rapide sur plateforme	< ,001	-0,465
Spontanée sur plateforme	Spontanée sur Vicon®	< ,001	0,057
Spontanée sur plateforme	Rapide sur Vicon®	< ,001	-0,473
Rapide sur plateforme	Spontanée sur Vicon®	< ,001	0,522
Rapide sur plateforme	Rapide sur Vicon®	0,83	-0,008
Spontanée sur Vicon®	Rapide sur Vicon®	< ,001	-0,529

II.3.6. DISCUSSION

Cette étude est la première à évaluer le freinage du CM par analyse cinématique. En comparaison aux évaluations précédentes effectuées avec des plateformes de force, cette nouvelle technique paraît plus précise de plus de 30%. De plus, l'analyse de la vitesse de marche et de la longueur du pas est également plus précise ce qui correspond à ce que de précédentes études ont rapporté (White *et al.* 1999).

L'utilisation de plateformes de force lors de l'analyse de la marche semble donc présenter quelques inconvénients. Bien que largement utilisées pour étudier l'équilibre au cours de la marche, les imprécisions liées à la mesure des données par plateforme est connu depuis plusieurs années (White *et al.* 1999). La différence de précision du calcul de l'indice de freinage viendrait de l'estimation de la position du CM à partir du CdP lors de l'analyse par plateforme de force. L'analyse 3D de la marche permettrait d'éviter ce problème (Gutierrez-Farewik *et al.* 2006).

Cependant, l'analyse 3D avec un système comme le VICON® présente elle aussi quelques inconvénients. Le temps de préparation du participant est beaucoup plus long que lors des mesures sur plateforme de force car cette mesure nécessite le placement de nombreux marqueurs réfléchissants. Cette méthode est également plus contraignante pour le participant qui nécessite d'être en sous-vêtement ou en maillot de bain. Et pour finir, le temps d'analyse des données est globalement plus rapide avec les plateformes de force étant donné que l'on se contente de calculer les résultats des forces dans les 3 dimensions de l'espace. Le système VICON® nécessite quant à lui la labellisation virtuelle des nombreux marqueurs réfléchissants avant de pouvoir modéliser la position du CM. Un des inconvénients majeurs rencontré avec l'utilisation des plateformes de force est la perte importante de données (près de 18% dans notre cas). Ceci est lié principalement à une dérive de la ligne de base qui rend les données inutilisables.

La précision du système d'analyse cinématique est aussi supérieur lors de l'analyse de la vitesse de marche et de la longueur du pas.

Un des intérêts de l'amélioration de la précision de la mesure est aussi de réduire le nombre d'essais avant d'obtenir une estimation correcte de l'indice de freinage (König *et al.* 2014). Il faut cependant garder à l'esprit que supprimer totalement la variabilité intra individuelle est impossible, la variabilité étant un paramètre intrinsèque à la marche (Moe-Nilssen *et al.* 2010). Des analyses supplémentaires sont nécessaires afin de calculer le nombre d'essais nécessaires avant d'obtenir une mesure suffisamment précise et représentative.

Un autre point important est la différence de valeur de l'indice de freinage lorsqu'il est mesuré avec l'une ou l'autre des techniques. En partant du principe que le système d'analyse 3D est plus précis, il semblerait que l'analyse par plateforme sous-estime la valeur de l'indice de freinage de presque

13%. En plus d'être imprécise, l'analyse par plateforme donnerait lieu à des erreurs, probablement à cause de l'extrapolation de la position du CdP, qui serait incorrecte. Il en va de même pour la longueur du pas où le système d'analyse par plateforme a tendance à réduire la taille des pas. Ceci serait causé par l'approximation de la définition du lieu du « poser du pied » (FC). Alors que les marqueurs réfléchissants du système VICON® permettent de déterminer la position précise du pied, avec la plateforme de force, le choix du poser du pied se faisait au regard des courbes des forces enregistrées et laissait parfois possibilité à l'interprétation subjective de l'examineur. La vitesse de marche étant calculée à partir de cette distance, il n'est pas surprenant de retrouver des différences comparables entre les mesures faites par les deux méthodes.

II.4. CONCLUSION

Dans le cadre de l'analyse du freinage du centre de masse, l'analyse cinématique devrait donc dorénavant être privilégiée. En effet, l'analyse cinématique de la marche est une méthode plus fiable et moins source d'erreur, pour déterminer l'indice de freinage ainsi que les paramètres spatio-temporels. Le lien entre freinage, mesuré par cette nouvelle technique et la survenue de chutes devra être confirmé lors de futures études. Améliorer cette mesure et mieux la comprendre, en plus de permettre une meilleure détection des personnes à risque de chute, pourrait aussi être utile aux interventions visant à réhabiliter l'équilibre lors de la marche.

Partie III

Réhabilitation musculaire et prévention de la chute

Article en prévision

Présentation affichée en 2017 au Congrès francophone « fragilité du sujet âgé »

Revue de littérature soumise à Experimental Gerontology (Annexe 5)

III.1. INTRODUCTION

Les déclin fonctionnels observés avec l'avancée en âge et présentés dans la première partie de ce manuscrit et l'augmentation du risque de chute peuvent heureusement être ralentis. Ils peuvent même être réversibles grâce à un entraînement physique régulier (Tinetti *et al.* 1994; Paffenbarger *et al.* 1994). En effet, l'entraînement physique peut entraîner chez les seniors une augmentation significative de la masse et de la force musculaire, (Frontera *et al.* 1988), du contrôle postural (Bernard *et al.* 2004) et de la vitesse de marche (Judge *et al.* 1993) et même de la cognition (Bherer *et al.* 2013). L'effet de l'activité physique sur la santé est incontestable. L'activité physique agit efficacement contre les maladies cardiovasculaires, contre le diabète, le cancer, l'obésité, la dépression, l'ostéoporose, et réduit donc efficacement la mortalité des seniors (Warburton *et al.* 2006). De part ces améliorations, l'activité physique permet également de réduire efficacement le risque de chute des seniors (Gillespie *et al.* 2009).

Dans un premier temps, un résumé des études synthétisant les différentes méthodes d'entraînement et leurs effets sur la santé des seniors seront présentés en finissant sur les limites que présentent celles-ci.

Dans un second temps, nous étudierons les effets d'un programme d'entraînement par électrostimulation des muscles mobilisateurs de la cheville, les paramètres neuromusculaires étant des facteurs de risque de chute liés à la personne. Un tel programme semble pouvoir pallier à certaines des limites des entraînements traditionnels.

III.2. CADRE THEORIQUE

III.2.1. ENTRAINEMENT TRADITIONNEL

III.2.1.1. Définitions :

- **L'activité physique** correspond à toutes les activités menant à des mouvements entraînés par la contraction des muscles squelettiques qui augmentent la consommation d'énergie en comparaison à la condition de repos (Gopalakrishnan & Takemoto 1992).
- **L'exercice physique** se définit par une activité répétée et structurée visant à maintenir ou améliorer la condition physique (Gopalakrishnan & Takemoto 1992).
- **L'entraînement aérobic** est un programme d'entraînement qui est composé d'activités rythmiques mettant en jeu de grands groupes musculaires à une fréquence conseillée de 3 à 5 fois par semaine. L'entraînement aérobic cible l'utilisation de la filière énergétique métabolique dépendante de l'approvisionnement en oxygène (Plowman & Smith 2008).
- **L'entraînement par résistance** utilise des contractions musculaires répétitives d'un groupe musculaire spécifique dans le but d'en améliorer la force, la puissance ou l'endurance.

III.2.1.2. La qualité de vie

L'activité physique utilisée de façon appropriée peut freiner le déclin lié à l'âge et permettre ainsi de maintenir une qualité de vie et une autonomie plus importante (Hubbard *et al.* 2009; Binder *et al.* 2002; Brown *et al.* 2000). Une étude longitudinale sur plus de 6000 personnes âgées a montré les bienfaits de l'exercice sur la longévité. Après l'entraînement, les personnes les plus âgées (de plus de 75 ans), avaient un taux de mortalité identique aux personnes âgées plus jeunes qui ne suivaient pas d'entraînement (65 à 75 ans). Il n'y a pas besoin d'être en excellente forme pour pratiquer. La qualité de la santé des participants, surtout les participants qui commencent un programme avec un état de santé plus pauvre, se retrouve nettement améliorée (Hubbard *et al.* 2009). L'activité physique n'a pas non plus besoin d'être effectuée à une forte intensité pour que les participants bénéficient de ses bienfaits. Même à basse intensité, l'exercice physique apporte des bénéfices non négligeables chez les seniors (Tse *et al.* 2015).

III.2.1.3. *La chute et la fracture*

Une revue de 2016 fait état des connaissances qu'ont apportées les 150 études cliniques qui se sont concentrées sur les effets de l'entraînement physique sur la prévention des chutes, et montre que d'une manière générale, sans tenir compte des différents types d'entraînement, l'exercice physique réduit le risque de chute (Benichou & Lord 2016).

L'aspect multifactoriel de la chute pourrait laisser penser que seules les interventions multifactorielles sont efficaces pour réduire le risque de chute et c'est bien ce que préconisent les sociétés de gériatrie (Guideline for the prevention of falls in older persons. American Geriatrics Society, British Geriatrics Society, and American Academy of Orthopaedic Surgeons Panel on Falls Prevention 2001). Cependant une méta-analyse a comparé les effets des interventions ciblant un seul aspect du risque de chute (la condition physique par exemple), aux interventions ciblant plusieurs facteurs (l'exercice cognitif combiné à l'exercice physique par exemple). Les six études sélectionnées ayant utilisé l'entraînement multiple ne se sont pas révélées comme étant plus efficaces pour protéger des chutes (-22% de chutes (pooled rate ratio 0.78 ; IC95%(0,68–0,89)) en comparaison aux études avec un entraînement unique (-23% de chutes (pooled rate ratio 0.77 ; IC95%(0,67–0,89)) (Campbell & Robertson 2007).

Que ce soit à travers des exercices de résistance visant à améliorer la force musculaire ou des exercices visant à améliorer l'agilité, le risque de chute est réduit (Liu-Ambrose *et al.* 2004)

De manière intéressante, il a été démontré que des exercices d'entraînement pour prévenir les chutes, tels des exercices de renforcement musculaire ou d'équilibre, étaient également très efficaces pour réduire le nombre de fractures, surtout chez les seniors de plus de 80 ans déjà sujets aux chutes (Robertson *et al.* 2002). Les personnes âgées ayant une activité physique régulière intense à modérée réduisent en effet leur risque de fracture de 38% (IC95% (31-44%)) et 45% (IC95%(31-56%)) (Moayeri 2008). L'exercice physique semblant surtout efficace sur les blessures les plus sévères, il pourrait donc permettre de réduire la gravité de celles-ci (El-Khoury *et al.* 2015).

L'entraînement visant à réduire le risque de chute et ciblant des facteurs spécifiques dans les populations appropriées pourraient donc être considéré comme étant la meilleure stratégie de réduction du risque de chute (Campbell & Robertson 2007). Ceci justifie le fait d'améliorer la détection des personnes à risque et de définir précisément les facteurs leur faisant défaut. D'autre part cela justifie le fait de développer et tester des programmes qui permettent de cibler avec précision les fonctions à améliorer pour réduire le risque de chute.

III.2.1.4. *Les facteurs neuromusculaires*

L'exercice par résistance est le moyen classique actuellement utilisé afin d'augmenter la force et la puissance des muscles chez les personnes âgées (Rolland *et al.* 2011). L'exercice par résistance semble efficace pour augmenter la force musculaire du membre inférieur des seniors. Des améliorations de 33% de la force des extenseurs des genoux sont attendues après ce type d'entraînement selon une méta-analyse regroupant 47 études, indépendamment du type et de la durée des programmes (Peterson *et al.* 2010). Les exercices par résistance seraient cependant moins efficaces sur la puissance du membre inférieur et les augmentations liées aux entraînements par résistance seraient plus proche de 17% (Straight *et al.* 2016). Afin d'améliorer la puissance chez les seniors, il semble qu'il faille privilégier les entraînements mobilisant les muscles à des vitesses élevées. A cette condition, les améliorations de la puissance pourraient atteindre jusqu'à 97% d'augmentation (Fielding *et al.* 2002). Cela laisse penser qu'un entraînement qui pourrait stimuler préférentiellement les fibres musculaires les plus rapides, qui sont aussi les plus atteintes chez les personnes âgées, serait à privilégier.

Un programme complet traditionnel d'exercices physiques à basse intensité, chez des seniors de 78 ans et plus, composé d'exercices d'équilibre, de stretching, de coordination et de quelques exercices de renforcement musculaire de tout le corps, apporte des améliorations principalement au niveau du membre inférieur et surtout dans des conditions de mesure concentrique (60°/s) au niveau des fléchisseurs (+12%) et extenseurs (+4%) du genou. (Brown *et al.* 2000). Ces améliorations seraient principalement liées aux effets positifs de l'entraînement sur la synthèse protéique musculaire, sur l'expression des facteurs de croissance (IGF-1) et de l'expression des gènes liés à l'autophagie (Mosole *et al.* 2014; Zampieri *et al.* 2014). Cependant, ce type d'exercice n'apporterait pas d'amélioration notable au niveau des muscles mobilisateurs de la cheville ou de la hanche, qui ont une importance notable dans le maintien de la posture (Brown *et al.* 2000). Un intérêt particulier devrait donc être porté sur l'entraînement spécifique de ces muscles.

III.2.1.5. *L'équilibre*

Un exercice traditionnel d'entraînement physique à basse intensité, chez des personnes de plus de 78 ans, apporte des bénéfices notables sur l'équilibre statique (temps de maintien de l'équilibre sur un pied (Brown *et al.* 2000). Un entraînement régulier, en pratiquant du Tai Chi par exemple, s'est avéré particulièrement efficace chez les personnes âgées (Hass *et al.* 2004; Tse & Bailey 1992; Wolfson *et al.* 1996). Cependant, une revue de 2004 qui recense les effets de l'entraînement traditionnel chez des patients institutionnalisés de plus de 70 ans rapporte des améliorations de la force, mais seule une étude parmi les 7 incluses rapporte un effet bénéfique sur l'équilibre. Il est

important de noter que parmi ces études seules 3 comprenaient un entraînement ciblant spécifiquement l'équilibre (Rydwik *et al.* 2004). On peut en conclure que les effets fonctionnels de l'entraînement semblent plus notables chez des participants en bonne santé, et devraient donc commencer relativement tôt. Aussi, cibler particulièrement l'équilibre lors des entraînements ne semble pas toujours être fait, ce qui est surprenant étant donné l'importance de cette fonction dans le maintien de l'autonomie, sachant que l'entraînement de l'équilibre est répertorié comme le meilleur moyen d'éviter les chutes (Sherrington *et al.* 2008).

Une revue de 2010 synthétise les résultats sur l'équilibre d'études ayant testé l'effet d'exercices de résistance progressifs sur l'équilibre et établit que les résultats ne sont pas univoques. Seule une moitié des 50 études incluses notent une amélioration significative de l'équilibre après l'entraînement. Il semble que ces résultats ne viennent pas des méthodologies de mesure de l'équilibre (Orr 2010). De manière intéressante, le pourcentage d'étude notant un effet bénéfique de l'entraînement sur l'équilibre monte à 73% lorsque l'entraînement cible l'amélioration de la puissance musculaire (Orr 2010). Ici encore, cibler de manière préférentielle l'entraînement des fibres de type 2, les plus rapides, semble être une perspective intéressante, et pourrait amener à des puissances supérieures et donc à un meilleur équilibre.

Une revue de 29 études a répertorié les différentes études ayant testé les effets d'un entraînement physique sur l'équilibre en s'intéressant particulièrement aux types de mesures de l'équilibre effectuées dans les études. Alors que l'équilibre mesuré de manière statique est le plus fréquemment utilisé, une majorité des études (60%) incluses à cette revue ne montre pas d'amélioration post-entraînement dans cette condition, quelle que soit la position des pieds, ou que les yeux soient fermés ou ouverts. Un tiers des études ont utilisé des conditions dynamiques d'évaluation de l'équilibre, et ici encore, les résultats semblent démontrer majoritairement (68% des études) une absence d'effets de l'entraînement sur l'équilibre mesuré dans cette condition. Dix pourcent des études ont utilisé des tests d'équilibre fonctionnels, une faible majorité des études (57%) a observé une amélioration des scores fonctionnels d'équilibre (Orr *et al.* 2008). Alors qu'on sait que les entraînements permettent de limiter le nombre de chute, les améliorations de l'équilibre ne sont que peu détectées par les études. Des évaluations plus écologiques, plus en lien avec les situations qui présentent des risques, seraient donc à privilégier.

III.2.1.6. *La locomotion*

Les effets sur la marche d'un exercice traditionnel ne sont pas toujours relevés chez des personnes de plus de 78 ans (Brown *et al.* 2000). En effet, au sein d'une même étude, bien que les effets d'un programme d'endurance et de résistance de 24-26 semaines réduisaient efficacement le risque de chute, aucune amélioration n'était détectée sur les variables de marche (vitesse de marche et longueur de pas)(Buchner *et al.* 1997). Une revue de 2006 s'est intéressée particulièrement aux effets de l'entraînement physique sur la vitesse de marche. Les exercices à haute intensité, notamment les exercices d'entraînement musculaire et les exercices combinés comprenant de l'entraînement aérobie, affectaient positivement la vitesse de marche spontanée. Les exercices à moyenne et faible intensités étaient quant à eux inefficaces. Et quel que soit l'entraînement, il ne semblait pas y avoir d'effet sur la vitesse de « marche rapide » (Lopopolo *et al.* 2006). La locomotion semble donc demander des améliorations physiologiques différentes ou plus importantes afin d'en améliorer les performances.

Le passage d'obstacle

Alors que trébucher sur un obstacle serait responsable de pratiquement 60% des chutes (Roudsari *et al.* 2005), les obstacles ne sont que très rarement utilisés pour évaluer les effets de programme d'entraînement chez les seniors. Un programme d'entraînement de 5 semaines, composé d'exercice d'équilibre et d'entraînement à l'enjambement d'obstacles, à raison de 2 sessions par semaine, serait suffisant pour améliorer la capacité des seniors à éviter les obstacles. Cette meilleure capacité à éviter les obstacle pourrait même être partiellement responsable d'une diminution significative du nombre de chutes observée dans cette étude (Weerdesteyn *et al.* 2006) et pourrait être également responsable d'une réduction de la gravité de la chute, avec un nombre moins important de fractures rapporté après ce type de programme (Yamada *et al.* 2012). Un programme composé uniquement de renforcement musculaire du membre inférieur chez des seniors, d'une durée de 24 mois, serait également efficace pour augmenter la rapidité à laquelle les seniors peuvent enjamber un obstacle, mais également pour sécuriser la posture lors de cette tâche (Lamoureux *et al.* 2003). Le type d'entraînement le plus efficace et de plus en plus plébiscité pour améliorer les tâches posturales, pourrait être l'entraînement par Tai Chi. En effet, le Tai Chi est composé de série d'exercices impliquant l'équilibre, les limites de stabilité, la posture sur une jambe, le transfert du poids d'une jambe à l'autre...Il n'est donc pas surprenant de voir qu' un programme de Tai Chi, 3 fois par semaine, durant 12 à 16 semaines, améliorerait le contrôle postural lors du passage d'obstacle (Kim 2009; Kim *et al.* 2013). Ces améliorations pourraient être en partie liées à une augmentation de l'activité musculaire des muscles fléchisseurs dorsaux de la cheville (Hass *et al.* 2004).

Le freinage

Le freinage du centre de masse, étant un outil d'évaluation du contrôle postural récemment mis au point, aucune étude n'a, à ce jour, étudié les effets de l'entraînement sur ce paramètre.

III.2.1.7. *La cognition*

L'implication des fonctions cognitives dans la locomotion et dans la survenue de la chute n'est plus à démontrer. Réhabiliter la cognition dans les programmes visant à réduire le nombre de chute des seniors semblerait donc particulièrement adapté.

L'entraînement par résistance sur une année, dès une fréquence de 1 fois par semaine, permet d'améliorer les fonctions exécutives (Liu-Ambrose 2010) qui sont les fonctions particulièrement impliquées dans la marche (Atkinson *et al.* 2007). L'étude de Liu-Ambrose *et al.*, (2010) montre aussi que cette amélioration des fonctions exécutives est associée à une vitesse de marche plus rapide. Cependant l'étude ne permet pas de dire si c'est l'amélioration de la force musculaire ou de la cognition qui est la plus impliquée dans la réhabilitation des paramètres fonctionnels de mobilité. Pour répondre à cette question, Desjardins-Crépeau *et al.* (2016) ont comparé les effets de différents types d'entraînement administrés 3 fois par semaine pendant 12 semaines. Un groupe suivant un entraînement aérobic combiné à un entraînement par résistance, un groupe suivant un entraînement composé d'exercices de stretching, un groupe suivant un entraînement cognitif sur ordinateur et un groupe suivant un entraînement cognitif ciblant les performances en DT. Tous les groupes ont vu leur vitesse de traitement de l'information s'améliorer, ainsi que leur capacité d'inhibition et leur condition physique s'améliorer. Cependant, seul le groupe suivant l'entraînement cognitif de double tâche a vu ses performances de flexibilité mentale augmenter, et de manière intéressante. C'est cette flexibilité mentale qui était associée à la qualité de la mobilité après l'entraînement (Desjardins-Crepeau *et al.* 2016). On peut en conclure que l'entraînement, qu'il soit cognitif ou physique, est bénéfique à la cognition et à la mobilité des seniors. Mais améliorer les fonctions exécutives, et particulièrement lors d'entraînement en double tâche, serait particulièrement lié à une meilleure mobilité fonctionnelle.

III.2.1.8. *Les cycles veille/sommeil*

L'activité physique montre également une association avec les cycles veille/sommeil. Il a été mis en évidence que les personnes de 60 ans et plus, pratiquant une activité physique régulièrement, avaient, en comparaison à des sédentaires, une meilleure qualité de sommeil et signalaient moins de troubles du sommeil (Gauriau *et al.* 2007; Montgomery & Dennis 2004; Tworoger *et al.* 2003). L'activité physique diurne réduirait la latence d'endormissement et pourrait améliorer le

sommeil au travers de l'alternance activité/inactivité (Montgomery & Dennis 2004; Tworoger *et al.* 2003).

En augmentant l'activité durant la journée, l'activité physique est responsable d'une plus grande amplitude du cycle de l'activité veille/sommeil et rend les rythmes circadiens des sujets âgés plus marqués (Mauvieux *et al.* 2007). L'étude de Gruau *et al.* (2003) a montré que la qualité de la vigilance pendant la journée pouvait être nettement améliorée chez des sédentaires âgés de plus de 60 ans après seulement 3 mois d'activité physique modérée à raison de trois séances par semaine (Gruau *et al.* 2003). L'activité physique, en améliorant la qualité du sommeil, est responsable de meilleures performances de vigilance et pourrait même réduire le déclin cognitif ce qui pourrait réduire le risque de chute chez les seniors (Landry & Liu-Ambrose 2014).

III.2.2. LES LIMITES DE L'ACTIVITE PHYSIQUE TRADITIONNELLE

Les effets de l'entraînement physique traditionnel sur les seniors sont nombreux et variés. Ils peuvent, selon leur mode d'administration, leur fréquence et leur intensité conduire à des améliorations de la condition physique, du contrôle postural, de la cognition et même réduire efficacement l'occurrence des chutes. Cependant, il y a de nombreux freins à l'accès à l'activité physique pour un grand nombre de personnes.

Une revue de Trost *et al.* (2002) synthétise les facteurs limitant la participation à des programmes d'activité physique, les résultats sont présentés dans le Tableau 22. Le coût des entraînements en lui-même peut être un facteur limitant pour les seniors les plus défavorisés. Une autonomie réduite, qui concerne près d'1 million de français, peut également empêcher les seniors de se déplacer dans des centres d'entraînement adaptés (Trost *et al.* 2002). De plus, l'exercice traditionnel n'est pas toujours adapté à la condition physique des personnes. Une étude sur près de 250 patients « fragiles » de plus de 65 ans qui suivaient un entraînement musculaire des quadriceps par résistance, 3 fois par semaine pendant 10 semaines, n'a apporté aucun bénéfice sur la qualité de vie (SF-36), sur l'équilibre (Berg Balance), sur la marche (TUG), sur le nombre de chute, ni même sur la force du quadriceps. Les patients entraînés étaient même plus nombreux après l'entraînement à subir des blessures musculo-squelettiques. (Latham *et al.* 2003, Faber *et al.* 2006).

Tableau 22: Updated summary of the factors associated with overall physical activity in adults. Determinant (Troost et al., 2002).

- Facteurs démographiques et biologiques	
Age	--
Sans enfant	+
Education	++
Genre (homme)	++
Risque élevé de maladie cardiaque	-
Revenu / statut socio-économique	++
Blessure dans le passé	+
Statut marital (marié)	-
Surpoids/obésité	--
- Facteurs psychologique/cognitif/émotionnel	
Barrières à l'exercice	--
Contrôle sur l'exercice	+
Plaisir à l'exercice	++
Attente de bénéfice	++
Volonté de s'entraîner	++
Connaissance des liens exercice/santé	00
Manque de temps	--
Troubles de l'humeur	--
Santé perçue	++
Basse image du corps	-
Santé psychologique	+
L'auto-efficacité	++
Stresse	0
- Facteurs liés au comportement	
Pratique d'activité durant l'enfance	0
Pratique d'activité étant adulte	++
Alcool	0
qualité des habitudes alimentaires	++
Exercices physiques passés	++
Fumeur	-
Suivant le sport dans les médias	0
- Facteurs environnementaux	
Accès réel à des installations	+
Accès perçu à des installations	+
Climat/saison	--
Coût des programmes	0
Observe fréquemment d'autres s'exercer	+
Équipement à domicile	+
Sécurité du voisinage	+
Satisfaction à propos des installations	+
Localisation urbaine	-
- Caractéristiques de la pratique physique	
Intensité	-
Effort perçu	--
++ association positive avec la participation à des activités physiques rapportée par plusieurs études.	
+ faible association positive avec la participation à des activités physiques rapportée	
-- association négative avec la participation à des activités physiques rapportée par plusieurs études.	
- faible association négative avec la participation à des activités physiques rapportée	
00 absence d'association avec la participation à des activités physiques rapportée par plusieurs études.	
0 absence d'association avec la participation à des activités physiques rapportée peu de fois.	

III.2.3. L'ELECTROSTIMULATION : ALTERNATIVE AUX ENTRAINEMENTS TRADITIONNELS :

*Cette partie du cadre théorique a donné lieu à la rédaction d'un article accepté sous réserve de modifications mineures dans *Experimental Gerontology* (annexe 5)*

III.2.3.1. Introduction

Les chutes résultent de la perte d'équilibre dans des conditions statiques ou dans des conditions dynamiques comme lors de la marche. Des modifications du système vestibulaire et des systèmes proprioceptifs sont associées à l'avancée en âge (Lafont *et al.* 1991) et sont connues pour affecter la qualité de l'équilibre des seniors. En effet, les personnes âgées ont plus de difficulté à maintenir le centre de pression stable durant les tâches posturales et ces difficultés pourraient aussi être liées à des déficits des fonctions musculaires du membre inférieur (Amiridis *et al.*, 2003). De manière plus précise, ces troubles de l'équilibre sont liés à une capacité réduite des muscles du membre inférieur (Woollacott *et al.* 1986) et en particulier des muscles mobilisateurs de la cheville (Gehlsen & Whaley 1990), à générer une force suffisante pour maintenir la stabilité posturale. Une revue de la littérature de 2004 révèle que les effets du vieillissement sur les muscles de la jambe et de la cheville sont parmi les prédicteurs les plus puissants de l'état fonctionnel des seniors (Macaluso & De Vito 2004).

Le déclin de force vient d'une perte de masse musculaire liée à accumulation de tissus graisseux qui remplacent les fibres musculaires et à la fibrose (Evans & Lexell 1995). Les fibres de type II, les fibres rapides, sont les plus affectées par le vieillissement, ce qui entraîne une perte de force et de puissance musculaire (Scicchitano *et al.* 2009; Vinciguerra *et al.* 2010). Ces changements ont des causes hormonales entraînant des défauts de synthèses protéiques (Rooyackers & Nair 1997).

La capacité à communiquer l'activité neuronale jusqu'au muscle est aussi affectée par l'âge (Manini *et al.* 2013). Macaluso et Vitto (2004), dans une revue se focalisant sur l'implication de l'âge sur la fonction neuromusculaire, suggère que les muscles des seniors (i) se retrouvent fréquemment plus atrophiés, (ii) sont plus lents et (iii) ont plus de difficultés à être complètement activés. Ils ont rapporté que la réduction de force pourrait être également causée par une plus forte coactivation des muscles antagonistes.

Ces déclins fonctionnels peuvent être réduits grâce à une activité physique régulière (Tinetti *et al.* 1994; Paffenbarger *et al.* 1994). Nous avons vu dans le chapitre précédent que l'entraînement physique traditionnel peut améliorer les paramètres de marche (Judge *et al.* 1993) et d'équilibre

(Bernard *et al.* 2004) en augmentant la masse et la force musculaire. L'amélioration de la force et de la puissance musculaire est concomitante de l'augmentation de synthèse protéique à travers l'expression de facteurs de croissance (IGF-1) et au travers de la régulation de l'expression des gènes responsables de l'autophagie (Mosole *et al.* 2014; Zampieri *et al.* 2014). Des améliorations centrales sont aussi présentes et permettent une meilleure coordination et la réduction de la coactivation des muscles antagonistes (Macaluso & De Vito 2004). Cependant, l'entraînement traditionnel n'est pas toujours accessible aux seniors à cause de son coût et à cause de l'éloignement des centres d'entraînement (Trost *et al.* 2002).

Une alternative intéressante qui permettrait de pallier aux limites de l'entraînement traditionnel pourrait être l'entraînement par électromyostimulation (EMS) à domicile. L'entraînement par EMS est l'application d'un courant électrique à travers des électrodes de surface sur les muscles dans le but de déclencher des contractions musculaires involontaires. De telles contractions utilisées comme technique d'entraînement se sont montrées efficaces chez différentes populations, d'athlètes, de jeunes adultes, d'enfants ou d'adultes souffrant de différentes pathologies (Quittan *et al.* 2001; Nuhr *et al.* 2004; Strasser *et al.* 2009).

Comme l'entraînement, l'EMS tire son efficacité du fait qu'elle permet l'augmentation de la synthèse protéique (Wall *et al.* 2012). Un des intérêts particuliers de ce type d'entraînement est de pouvoir cibler préférentiellement un type de fibre musculaire en modulant les paramètres de stimulation. Dans notre cas, l'intérêt réside particulièrement dans le ciblage des fibres musculaires de type II, les plus altérées par le vieillissement et impliquées à la chute des seniors (Evans & Lexell 1995; Pfeifer *et al.* 2002). L'EMS chez les seniors pourrait être aussi efficace que l'entraînement traditionnel. Il a été rapporté que la force développée par la contraction musculaire volontaire et par la contraction par EMS était identique chez les seniors, alors que chez les jeunes l'EMS était moins performante (Häkkinen *et al.* 1995).

En prenant en compte le fait que les membres inférieurs sont les plus altérés par le vieillissement (Lynch *et al.* 1999), et qu'ils sont partiellement responsables des troubles de la marche et de l'équilibre impliqués dans le risque de chute des seniors (M. E. Tinetti *et al.* 1988a), l'entraînement par EMS chez les seniors semble particulièrement pertinent. Cependant, seuls 10 articles correspondant à 6 protocoles de recherche ont été publiés. Les données seront présentées par protocole et non par article dans la suite du manuscrit. Les populations incluses sont présentées dans le Tableau 23.

Tableau 23: caractéristiques des participants des études sur l'entraînement par EMS chez les seniors sains (VOL = contraction volontaires, EMS = Electromyostimulation, EMS+ = Electromyostimulation surimposée à la contraction musculaire volontaire, C = Contrôle)

<i>Author/ Year of publication</i>	Age (mean±SD)	Gender	Number of subjects (number by group)	Lifestyle, health characteristics
<i>Caggiano et al., 1994</i>	72 ± 4	Men	N=18 -VOL (n=7) -EMS (n=11)	Socially active within the community and living independently or with a spouse. No myocardial infarction, stroke, hypertension, and deafness
<i>Paillard et al., 2002, 2004, 2005a, b, c</i>	67,4 ± 3,4	Women	N=32 -VOL (n = 11), -EMS (n = 11) -EMS+ (n=10)	No medical contra-indications for the practice of physical training.
<i>Amiridis et al., 2005</i>	72,1 ± 5,4	Men	N=21 -EMS+; (n=10) -C; (n=11)	No neurological or musculoskeletal disease
<i>Bezerra et al., 2011</i>	65,7 ± 5,2	20 men 20 women	-EMS+; (n=20) -C; (n=20)	Healthy and independent, No recent lower limb injury No neurologic condition, acute illness or medication affecting balance
<i>Kern et al., 2014</i>	73.1 ± 6.9	8 men 8 women	EMS=16	No specific physical/disease issue
<i>Benavent-Caballer et al., 2014</i>	83,9 ± 4,6	Women, % -VOL: 68.1 -EMS: 63.6 -EMS+: 63.6 -C: 65.2	N=89 -VOL (n=22) -EMS (n=22) -EMS+ (n=22) -C (n=23)	In a geriatric nursing home Able to ambulate independently Able to communicate No neurologic or cardiovascular disease

III.2.3.2. *Entraînement*

L'entraînement par EMS peut se faire selon des paramètres très variables. Les paramètres utilisés par les précédentes études ayant utilisé cette méthode d'entraînement chez des seniors sains sont présentés dans le Tableau 24. Deux méthodes d'entraînement coexistent parmi les études l'entraînement par EMS classique où la contraction musculaire est uniquement déclenchée par le courant électrique et l'EMS surimposée (EMS+) où la stimulation électrique est appliquée lors d'une contraction musculaire volontaire. La longueur des programmes d'entraînement est également très variable d'une étude à l'autre et peut varier de 4 semaines (Amiridis *et al.* 2005; Caggiano *et al.* 1994) à 16 semaines (Benavent-Caballer *et al.* 2014). La fréquence des séances est aussi variable, En effet, au sein d'une même semaine, certains seniors étaient entraînés jusqu'à 4 fois (Paillard, Lafont, & Dupui 2005; Paillard *et al.* 2002; Paillard 2005; Amiridis *et al.* 2005), alors que certains programmes commençaient avec seulement 2 entraînements par semaine (Kern *et al.* 2014a). La durée des séances était aussi variable et pouvait aller de 9 (Bezerra *et al.* 2011) à 40 minutes (Amiridis *et al.* 2005). En moyenne, sur les différentes études, un programme d'entraînement par EMS durait 7,8 semaines, avec 3,3 entraînements par semaines d'une durée de 27,2 minutes. La fréquence de stimulation pouvait varier de 20Hz (Paillard *et al.* 2002; Paillard 2005; Paillard *et al.* 2005; Paillard, Lafont, & Dupui 2005; Paillard 2004) à 100Hz (Bezerra *et al.* 2011). La majorité des études ont entraîné les muscles de la cuisse (le droit fémoral, le vaste médial et latéral, ou l'ischio-jambier) : Caggiano *et al.* 1994; Paillard *et al.* 2002; Paillard *et al.* 2005; Paillard *et al.* 2005; Paillard *et al.* 2005; Paillard *et al.* 2004; Benavent-Caballer *et al.* 2014; Kern *et al.* 2014) et une seule étude s'est attachée à étudier les effets de l'entraînement sur les fléchisseurs dorsaux de la cheville (Amiridis *et al.* 2005).

Tableau 24	Muscles stimulated	Number of weeks	Number of sessions a week	Length of one session	Characteristics of the stimulation (Frequency, pulse duration, intensity)
<i>Caggiano et al., 1994</i>	Right rectus femoris and vastus medialis	4	3	18.3 min	25Hz to 50Hz, 100-113 μ s.
<i>Paillard et al., 2002, 2004, 2005a, b, c</i>	Bilateral rectus femoris and vastus medialis	6	4	15 min	20 Hz, 350 μ s, , EMS: 31.5 (\pm 5 mA) EMS+: 28 (\pm 3 mA)
<i>Amiridis et al., 2005</i>	Bilateral tibialis anterior	4	4	5 min warmup	10 Hz, 200 μ s, 30-70 mA
				25 min exercise phase	70 Hz, 300 μ s, 30-70 mA
				10 min recovery	9 Hz, 200 μ s, 20-30 mA
<i>Bezerra et al., 2011</i>	Bilateral vastus medialis and lateralis, biceps femori, semitendinous and semimembranosus	6	3	9 min	100 Hz, 400 μ s, 40-120 mA (according to participants tolerance to pain)
<i>Kern et al., 2014</i>	Bilateral anterior thigh	9	2 times for 3 weeks then 3 for 6 weeks	3 x 10 min	60 Hz, 600 μ s, 128 mA
<i>Benavent-Caballer et al., 2014</i>	Bilateral anterior thigh (distal and proximal)	16	3	30 to 35 min	Biphasic symmetrical square waveform, 50 Hz, 400 μ s. intensity adjusted to tolerance

Tableau 24 : Characteristics of the EMS (EMS = Neuromuscular Electrical Stimulation, VOL = Voluntary contraction, EMS+ = Neuromuscular Electrical Stimulation associated with voluntary contraction, C = Control)

III.2.3.3. Effets de l'entraînement par EMS

Les effets rapportés par les différentes études sont exposés dans le Tableau 25.

Les paramètres neuromusculaires

Toutes les études ont observé des effets positifs de l'entraînement par EMS sur certains paramètres neuromusculaires. Aucune des études ayant utilisé l'entraînement traditionnel volontaire en comparaison à l'entraînement par EMS ne semble pouvoir indiquer la supériorité de l'une ou l'autre méthode sur l'amélioration des paramètres neuromusculaires (Paillard *et al.* 2002; Paillard 2005; Paillard *et al.* 2005; Paillard, Lafont, & Dupui 2005; T Paillard 2004; Caggiano *et al.* 1994; Benavent-Caballer *et al.* 2014). L'EMS+ ne semble surpasser les effets de l'EMS sur les paramètres neuromusculaires que sur le temps de décroissement (délai entre la fin de la contraction musculaire maximale et le moment où la force est égale à 0) à 60° pour l'extension du genou (T. Paillard, Lafont, Pérès, *et al.* 2005). Chez les jeunes adultes, l'EMS+ ne semble pas apporter de bénéfices supérieurs à l'EMS (Bax *et al.* 2005). Les forces et moments musculaires ont été également améliorés par les deux méthodes. L'EMS seule permettrait donc d'apporter des bénéfices satisfaisant aux seniors, sans présenter les limites de l'exercice physique traditionnel.

Les mobilisateurs de la cheville, connus pour être particulièrement liés à l'équilibre et à la chute des seniors (Gehlsen & Whaley 1990) n'ont pourtant été la cible que d'un protocole d'entraînement (Amiridis *et al.* 2005). Cibler ces muscles lors de futurs entraînements semble donc particulièrement intéressant, surtout que ce seront les muscles qui ont connu les augmentations fonctionnelles les plus importantes (jusqu'à +35,4% pour le moment musculaire à 110°) parmi les études présentées. De plus Amiridis *et al.* (2005) n'ont utilisé que l'entraînement par EMS+, les effets de l'entraînement par EMS seule sur les muscles mobilisateurs de la cheville chez les seniors sont donc pour le moment inconnus. Pour finir, aucun des entraînements n'a ciblé les fléchisseurs plantaires, alors que ces muscles sont parmi les plus altérés par le vieillissement (Winegard *et al.* 1996).

L'équilibre et la marche

Les études ayant évalué l'équilibre ont également toutes noté une amélioration de l'équilibre (T. Paillard, Lafont, & Dupui 2005; Amiridis *et al.* 2005; Benavent-Caballer *et al.* 2014). L'étude ayant entraîné les fléchisseurs dorsaux de la cheville a noté que l'amélioration de l'équilibre était liée à une plus grande activation des muscles fléchisseurs dorsaux, et également des muscles fléchisseurs plantaires de la cheville (Amiridis *et al.* 2005). Il est en effet connu que l'entraînement par EMS d'un groupe musculaire peut également améliorer la force de ses antagonistes (H.S. Lai *et al.* 1988). L'étude d'Amiridis a aussi montré que l'amélioration des fonctions neuromusculaires des muscles

mobilisateurs de la cheville permettait de réhabiliter la stratégie de cheville chez les seniors qui ont tendance à utiliser plus une stratégie d'équilibre de hanche. L'entraînement par EMS+ des muscles de la cheville permettrait donc de contrecarrer le déclin physiologique de l'équilibre lié à l'âge. Les autres études, entraînant les muscles de la cuisse, n'ont permis d'améliorer l'équilibre que dans des conditions de tests plus complexes (lors de tests d'équilibre sur un pied ou sur plateforme instable) (Paillard, Lafont, & Dupui 2005; Benavent-Caballer *et al.* 2014).

Les effets de l'EMS sur la marche étaient quant à eux, très variables selon les études. Il semble qu'il soit plus difficile d'améliorer la locomotion que l'équilibre avec l'entraînement par EMS. Seule une étude sur les trois ayant étudié l'effet de l'entraînement par EMS sur la marche a pu noter des effets positifs (Kern *et al.* 2014a). Les protocoles étant très variables, il est difficile d'interpréter ces différences de résultats. L'étude d'Amiridis *et al.* n'incluait pas de tests de marche, l'implication d'entraînement par EMS des muscles de la cheville sur la marche est donc inconnue (Amiridis *et al.* 2005).

Autres paramètres

L'entraînement par EMS ne semble efficace pour augmenter la DMO que quand il est couplé à la contraction musculaire volontaire (Paillard *et al.* 2002). Au niveau moléculaire, Kern *et al.* ont montré que l'entraînement par EMS augmentait les facteurs responsables de la croissance musculaire (Kern *et al.* 2014a). Le diamètre des fibres de type II a également été augmenté. Cela confirme l'intérêt supplémentaire que peut avoir ce type d'entraînement grâce au ciblage possible des fibres rapides (les fibres les plus altérées par le vieillissement et responsable en partie des troubles de la mobilité (Evans & Lexell 1995; Pfeifer *et al.* 2002)).

Effets selon les paramètres d'entraînement.

La grande variété de paramètres utilisés rend l'évaluation des paramètres les plus efficaces difficile. Il n'est pas possible de définir quelle étude a observé les plus grandes améliorations, cependant, toutes les études ont observé au moins une amélioration après l'entraînement que ce soit au niveau du muscle, de l'équilibre ou de la marche. Les différents protocoles ont utilisé des pulsations symétriques rectangulaires avec des durées entre 100 et 400 μ s, comme recommandé par Vanderthommen and Duchateau (2007) à l'exception de Kern *et al.*, qui ont utilisé des pulsations de 600 μ s et qui n'ont pas noté une efficacité moindre (Kern *et al.* 2014a). La fréquence de stimulation recommandée est comprise entre 50Hz et 100Hz, seul le protocole de Paillard n'a pas suivi cette recommandation et a choisi des stimulations à 20Hz afin de cibler les fibres musculaires de type I. L'absence d'effets sur la marche dans l'étude de Paillard *et al.* pourrait venir de ce choix. Cela pourrait aussi venir du fait que l'étude de Paillard *et al.* a duré 6 semaines, alors qu'une étude

a déterminé que c'est à partir de 8 semaines que l'EMS est aussi efficace chez les fibres musculaires âgées que chez les jeunes (Chekanov *et al.* 2000). Dans une revue, Maffioletti et al (2010), ont montré que les effets de l'entraînement par EMS était probablement plus dépendant des facteurs intrinsèques aux participants (comme la ramification des fibres nerveuses spécifiques aux individus) plutôt qu'aux paramètres de stimulation.

III.2.3.4. *Conclusions et implications pour de futures études*

L'entraînement par EMS de 2 à 4 fois par semaine, pour au moins 4 semaines, avec des fréquences de stimulation allant de 20Hz à 70Hz, et des intensités de 30mA à 128mA peut apporter au moins quelques bénéfices que ce soit au niveau de la force musculaire, de l'équilibre ou de la qualité de la marche. Afin d'apporter des bénéfices optimaux, des durées d'au moins 8 semaines et des fréquences de 50Hz peuvent être recommandées. L'EMS surimposée à la contraction musculaire traditionnelle pourrait avoir certains effets surpassant l'EMS simple, mais l'EMS surimposée ne permet pas de se détacher des facteurs limitants l'activité physique traditionnelle. De manière intéressante, les fléchisseurs plantaires de la cheville n'ont jamais été entraîné par EMS alors qu'ils sont hautement impliqués dans l'équilibre des seniors et que ce sont parmi les muscles les plus atteints par le vieillissement (Gehlsen & Whaley 1990).

(Kern <i>et al.</i> 2014a)			Gait velocity at habitual /fastest speed EMS :+5.3%*/+4.9%*	SPPB EMS : +11.2%* 12 flight stair test EMS :+27.2%*	EMS : +2.2%* slow fibers EMS : -3.6%* satellite cells expression, miRNAs, myostatin, collagen IV EMS: +*
Benavent-Caballer <i>et al.</i> , 2014 (Benavent-Caballer <i>et al.</i> 2014)	Hand Grip strength EMS : -1.4%* EMS+ : -0.8%* VOL : -0.3%* C : -10%* EMS = EMS += VOL > C* Rectus femori CSA: EMS : +30.4%* EMS+ : +42.1%* VOL : +16.3%* C : NS EMS = EMS += VOL > C*	Berg Balance Scale EMS : +2.1%~ EMS+ : +5.2%~ VOL : +3.5%~ C : -1.7%~ EMS vs EMS + vs VOL : NS	TUG test (time) EMS: NS EMS+ : -19%* VOL : NS C : +24.8%* EMS+ < EMS = V OL < C *	Bartel Index. EMS : +4.8%* EMS+ : +5.3%* VOL : +7.5%* C : NS 6MWT EMS : +3.4%~ EMS+ : +2.3%~ VOL : +2.9%~ C : -4.4%~	

Tableau 25: presentation of the results of the studies focusing on electrostimulation training of the lower limb in the elderly
EMS=Neuromuscular Electrical Stimulation, *EMS+* = Neuromuscular Electrical Stimulation associated with voluntary contraction, *VOL* = Voluntary contraction,, *C* = Control, *MVIC* = Maximum Voluntary Isometric Contraction, *COP* = Center of Pressure, *CSA* = Cross-Sectional Area, , *SPPB*= Short Physical Performance Battery, *TA*: Tibialis anterior, *MGAS*: medial gastrocnemius , *NQS*: normal quiet stance, *RS*: Romberg Stance, *OLS*: One Leg Stance; *AP*= Anteroposterior, *ML*: Mediolateral, *TUG* = Time up and go, *SPPB*: Short Physical Performance Battery, *6MWT*= 6 minutes' Walk Test, *BMD*= Bone Mineral Density; + = higher after training; * = $p < ,05$ (significant); ~ = $0,1 < 0 < 0,05$ (trend); NS = Non significant

III.2.4. RESUME ET PROBLEMATIQUE

L'augmentation du risque de chute vient en grande partie des altérations de la marche et de l'équilibre liées au vieillissement. Ces troubles de la mobilité sont liés à des modifications des systèmes musculaires, vestibulaires, proprioceptifs et cognitifs. Le membre inférieur semble être un des principaux acteurs de cette baisse d'équilibre, qui est associée à une baisse de la force et de l'activité musculaire. De manière plus précise, les troubles de la mobilité pourraient être causés par une réduction de la capacité du membre inférieur et en particulier des fléchisseurs dorsaux de la cheville, à générer un niveau de force suffisant au maintien de la stabilité posturale. Une revue par Macaluso et Vitto (2004) sur les effets du vieillissement sur la fonction neuromusculaire rapporte que la puissance musculaire surtout celle du membre inférieur et des fléchisseurs de la cheville sont parmi les prédicteurs les plus puissants d'un éventuel déclin fonctionnel chez les seniors. Ce déclin musculaire vient des effets de l'âge sur des facteurs neuromusculaires centraux et périphériques résultant en une perte des performances et de la masse musculaire. Alors qu'elle est la plus impliquée dans la mobilité, la force du membre inférieur semble subir un déclin plus rapide que celle du membre supérieur. Les fibres musculaires rapides sont les premières touchées et semblent donc devenir minoritaires lors du vieillissement. Cependant, et de manière rassurante, il apparaît que ce déclin peut être réduit, voire même inversé, grâce à un entraînement physique régulier. La pratique d'une activité physique régulière pour des personnes de 65 ans et plus, est associée à un meilleur état fonctionnel et à une diminution du risque de chute et de leurs conséquences (fracture, immobilisation, dépression, diminution des capacités physiques et décès) mais les facteurs logistiques et financiers de la mise en place de l'entraînement sportif constituent régulièrement une limite au déploiement de ces services chez les seniors. Une alternative intéressante qui pourrait passer outre ces limites, serait l'entraînement par EMS. Son efficacité chez les personnes âgées sur le renforcement musculaire semble établie. Quelques études ont aussi pu montrer que l'EMS pouvait améliorer l'équilibre, mais son efficacité sur la locomotion des seniors ne fait pas consensus. De plus, les effets de l'EMS sur les muscles fléchisseurs plantaires de la cheville n'ont jamais été évalués, alors que ces muscles sont largement impliqués dans l'équilibre et dans la marche et que ces muscles sont parmi les plus affectés lors du vieillissement.

III.2.5. OBJECTIF

Objectif principal

Ce projet a donc pour but de tester l'efficacité d'un outil d'entraînement physique praticable à domicile et en autonomie : l'électromyostimulation. En effet, le matériel d'électrostimulation est facilement transportable, relativement peu coûteux et les effets secondaires sont quasi-inexistants. Ce type d'entraînement permet d'obtenir un gain de force important et lorsqu'il est appliqué spécifiquement aux muscles mobilisateurs de la cheville, il pourrait même améliorer l'équilibre et la marche des seniors. Il est également possible que l'électromyostimulation, tout comme l'entraînement sportif traditionnel, puisse resynchroniser les rythmes biologiques, généralement déréglés lors du vieillissement.

Ainsi, la qualité de vie, la condition physique, l'équilibre, la marche en condition de simple et double tâche et les cycles veille-sommeil d'un groupe de seniors ayant suivi un entraînement par électrostimulation des muscles mobilisateurs de la cheville seront évalués. Un intérêt particulier sera apporté à l'évaluation des paramètres liés au risque de chute et de fracture et spécifiquement ceux que nous avons révélés lors de la partie I de ce manuscrit. Les aspects méthodologiques développés lors de la partie II seront également utilisés lors des évaluations. L'intérêt d'un tel entraînement serait donc de limiter le déclin fonctionnel lié à l'âge et ainsi de réduire le risque de chute des seniors grâce à une modalité d'entraînement efficace, relativement peu onéreuse et accessible à tous les seniors.

Objectif secondaire

Dans un second temps, l'objectif de cette seconde partie, à un niveau plus fondamental, est d'étudier le freinage de centre de masse dans une population âgée saine en condition de simple et de double tâche. Ceci pourrait permettre d'évaluer la contribution musculaire ou centrale de l'organisme à cet indice de freinage.

Cette étude aura également pour objectif de comparer les effets de la double tâche WalkMOT avec une double tâche 2-Back plus classiquement utilisée et faisant intervenir des ressources cognitives différentes.

III.3. CADRE EXPERIMENTAL : PROTOCOLE ELECT'RIB

Cette étude se déroule au sein du laboratoire COMETE INSERM U1075, au Pôle de Formations et de Recherche en Santé, à Caen. Ce protocole s'intéresse à l'entraînement musculaire par électrostimulation des muscles mobilisateurs de la cheville chez des personnes entre 70 et 80 ans (± 2 ans). Ce protocole s'attache à évaluer les effets d'un tel entraînement sur les paramètres reconnus comme étant responsables du risque de chute des personnes âgées, à savoir les paramètres neuromusculaires, les paramètres d'équilibre, les paramètres de marche, les paramètres cognitifs et d'autres variables en lien avec le risque de chute. Afin de mener à bien ce protocole, un dossier a été rédigé et soumis au Comité d'éthique pour la recherche en STAPS.

III.3.1. PARTICIPANTS

III.3.1.1. Critères d'inclusion :

- Etre âgé d'entre 68 et 82 ans,
- Avoir une typologie « intermédiaire » ou « modérément du matin » ou « modérément du soir » au questionnaire de Horne et Östberg,
- Avoir lu le document d'information et donné par écrit le consentement libre et éclairé pour participer à l'étude,
- Etre affilié à la sécurité sociale,
- Présenter des capacités cognitives permettant la compréhension de consignes orales, objectivées par un score au Mini Mental State (MMS) supérieur ou égal à « 26 » lors de la visite d'inclusion.

III.3.1.2. Critères de non inclusion :

- Etre petit dormeur (durée de sommeil <5 heures) ou gros dormeur (durée de sommeil >12 heures),
- Etre de chronotype extrême,
- Avoir un score d'activité physique supérieur à 20 objectivé par le SAPD,
- Etre illettré,
- Présenter des troubles de la vigilance diurne ou du sommeil : insomnies, parasomnies ou hypersomnie,

- Présenter une anomalie vestibulaire, neurologique, oculomotrice, auditive et/ou visuelle non corrigée,
- Présenter une pathologie démentielle (maladie d'Alzheimer, démence vasculaire),
- Présenter une affection neurologique évolutive (tumeur cérébrale, épilepsie, migraine, accident vasculaire cérébral, sclérose, myoclonie, chorée, neuropathie, dystrophies musculaires, dystrophie myotonique, maladie de Parkinson),
- Porter un pacemaker,
- Présenter une insuffisance respiratoire,
- Hospitalisation récente (< 30 jours),
- Présenter une pathologie engageant le pronostic vital à court terme (cancer évolutif généralisé),
- Présenter une affection psychiatrique instable (psychose, dépression caractérisée ou troubles bipolaires),
- Présenter des troubles rénaux (insuffisance rénale sévère avec une clairance en créatinine inférieure à 30ml/min, néphrolithiase),
- Présenter une toxicomanie, une dépendance à l'alcool pendant les 6 derniers mois,
- Avoir participé à un essai thérapeutique dans le mois précédent.

III.3.1.3. *Recrutement*

Quatorze participants ont été recrutés par différents moyens comprenant des interventions dans des établissements spécialisés (ex : EHPAD), des diffusions d'emails (ex : liste de diffusion MGEN). Il a été demandé aux participants de ne pas changer les activités qu'ils pratiquaient lors de leur entrée dans l'étude.

III.3.2. *VISITE MEDICALE*

Lors de la visite d'inclusion, le médecin a informé le participant et a répondu à ses questions concernant l'objectif, la nature des contraintes, les risques prévisibles et les bénéfices attendus lors de cette recherche. Il a précisé également les droits du participant dans le cadre d'une recherche biomédicale et vérifiera les critères d'éligibilité. C'est lors de cette visite que le médecin recueillera les données du MMS, du questionnaire de Horne et Östberg ainsi que les principaux antécédents et traitements concomitants.

Un exemplaire de la notice d'information et du formulaire de consentement éclairé était alors remis au participant par le médecin. Le formulaire de consentement devait être signé avant la réalisation

de tout examen. La visite d'inclusion permettant de sélectionner les participants sera effectuée au sein du laboratoire COMETE U1075-INSERM Mobilités : Attention, Orientation et Chronobiologie.

III.3.3. PRE-TESTS ET POST-TESTS

Les participants ont passé les tests à la même heure avant et après l'entraînement afin d'éviter un effet de l'heure de la journée sur les variables collectées.

III.3.3.1. Pré-tests (Visite n°2) :

Les participants ont effectué une phase de pré-tests avant le début de la période d'entraînement qui se déroulait au sein du laboratoire COMETE et durait 3h. Cette phase était composée de mesure de :

- **La qualité de vie** par le questionnaire SF-36 et par le SMHQ.
- **La composition corporelle** par un impédancemètre BIA101®.
- **Des paramètres neuromusculaires** évalués par :
 - Une Nottingham Power Rig, plateforme conçue pour être utilisée avec une population âgée, a mesuré la puissance du membre inférieur,
 - Un dynamomètre isocinétique Cybex NORM® a mesuré les moments musculaires isométriques et dynamiques des extenseurs et fléchisseurs du genou.
 - Un ergomètre développé au sein de l'unité a permis d'évaluer la force isométrique des fléchisseurs plantaires et dorsaux de la cheville.
- **L'équilibre** par :
 - Une plateforme Synapsys® qui permettra une évaluation posturographique.
 - Un système de projection de verticale subjective Framiral® qui évaluera la perception de la verticale.
- **La marche** était mesurée par le système d'analyse Vicon® qui a permis une analyse en 3D de la locomotion, notamment l'acquisition du paramètre « force de freinage » du centre de masse qui est lié à l'instabilité posturale (Chong *et al.* 2009). Deux paradigmes de double tâche ont été utilisés concomitamment à la marche afin de tester les effets de différentes modalités : un paradigme de double-tâche visuelle consistant en une poursuite visuelle d'objets projetés (Pothier *et al.* 2015) et un paradigme de double tâche auditif, le « 2-back » (Owen *et al.* 2005), où il était demandé au participant d'identifier si le stimulus auditif est identique à celui présenté « 2 » essais avant.

- **La cognition globale** par le MoCA.
- **Le cycle veille-sommeil et l'activité était** caractérisés par des mesures en autonomie à domicile par :
 - Un actimètre-Actiwatch® qui enregistrera l'activité,
 - Un agenda du sommeil

III.3.3.2. *Post-tests (Visite n°3) :*

La phase de post-tests s'est déroulée selon un protocole identique à celui des pré-tests. Un intérêt particulier a été apporté au respect d'une passation de ses post-tests dans le même ordre et aux mêmes heures que les prétests afin d'éviter l'influence de l'heure de la journée sur la collecte des variables.

III.3.4. *MESURE DES PARAMETRES*

III.3.4.1. *La qualité de vie*

La qualité de vie des participants a été évaluée à l'aide de deux questionnaires d'auto-perception de la santé.

Le Short Form (36) Health Survey (SF-36) qui est un test de mesure la qualité de vie (Ware & Sherbourne 1992). Ce test est classiquement utilisé pour évaluer la qualité de vie et l'état de santé des personnes dans les études biomédicales. Il évalue différents concepts liés à la santé : l'activité physique, les limitations dues à l'état physique, les douleurs physiques, la santé perçue, la vitalité ; la vie et les relations avec les autres ; limitations dues à l'état psychique, la santé psychique et la santé perçue comparée à un an auparavant

Le deuxième test, le Short Multidimensional Health Questionnaire (SMHQ) (annexe 4), a récemment été mis au point afin d'établir un test adapté à l'évaluation de la qualité de vie en lien avec les programmes d'entraînement physique. L'objectif est de développer et de valider un outil d'évaluation en considérant que le bien-être est la résultante de 4 dimensions : l'estime de soi, la socialisation, les réactions émotionnelles et la valeur physique perçue (Bigot *et al.*).

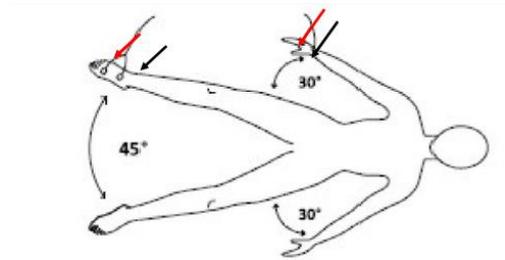
III.3.4.2. *Evaluation de la composition corporelle*

La mesure de la composition corporelle s'est faite par mesure de l'impédance du corps allongé après un repos de 10 minutes. Deux électrodes étaient ensuite positionnées sur chaque main et sur chaque pied et connecté à l'appareil BIA-101 (Akern, Florence, Italy ; RJL Systems, Clinton Twp, MI). La résistance et la réactance ont été mesurées, et par extrapolation la masse musculaire, des 5

cylindres composant le corps humain (à savoir les membres inférieurs et supérieurs et le tronc) ainsi que la masse grasse totale (Kushner 1992) (Figure 32).



Figure 32 : Bia101®



Positions des électrodes et du participant

III.3.4.3. *Evaluation des paramètres neuromusculaires*

III.3.4.3.1. **Evaluation de la flexion plantaire et dorsale de la cheville**

Les participants étaient assis sur un ergomètre développé par le laboratoire COMETE permettant l'évaluation de la force développée par les muscles fléchisseurs plantaires et dorsaux de la cheville droite en position isométrique standard (soit un angle de 90° entre le pied et la jambe, genou fléchi entre 5° et 15° , 0° représentant l'extension totale) (Figure 33). Le membre controlatéral était laissé libre. Les participants avaient pour consigne de pousser (« comme sur une pédale d'accélérateur ») aussi fort que possible durant 5 secondes, puis de tirer vers eux aussi fort que possible pendant 5 secondes. Trois essais pour chaque mesure ont été effectués avec une période de repos de 30 secondes entre les différents essais. La force maximale (MVIC : maximal voluntary isometric contraction) du meilleur essai de chaque mouvement était retenue.



Figure 33 : ergomètre isocinétique pour l'évaluation des fléchisseurs plantaires et dorsaux de la cheville.

III.3.4.3.2. **Evaluation de la force isocinétique des fléchisseurs et extenseurs du genou**

Pour évaluer la force d'extension et de flexion du genou, le dynamomètre Cybex NORM® a été utilisé. Cet appareil est classiquement utilisé lors de l'évaluation de la force musculaire développée lors de l'extension et de la flexion du genou chez des adultes sains ou des personnes âgées saines ou souffrant de diverses pathologies (Madsen & Lauridsen 1995; Wilcock *et al.* 2008; Frontera *et al.* 1993; Pohl *et al.* 2000). La jambe gauche était libre, la cuisse droite était fixée au siège, et la cheville droite solidement attachée au bras de levier de l'appareil (Figure 34). L'angle de flexion du genou était bloqué à 45° et il était demandé au participant d'effectuer 3 actions isométriques maximales d'extension et de flexion du genou de 5 secondes avec une pause de 30 secondes entre chaque essai. Le moment de force maximal du meilleur essai exprimé en Newton-mètre a été retenu.



Figure 34 : Cybex Norm® pour l'évaluation de la flexion et de l'extension du genou.

III.3.4.3.3. **Evaluation de la puissance d'extension du membre inférieur**

La Nottingham PowerRig a été utilisée pour évaluer la puissance d'extension du membre inférieur (Figure 35). Il a été montré que ce matériel est particulièrement adapté aux personnes âgées et que ses mesures montrent une bonne reproductibilité (Blackwell *et al.* 2009). Le participant était assis, jambe gauche au repos et jambe droite fléchie posée sur la pédale. Il avait pour consigne d'étendre son membre inférieur le plus vite et le plus fort possible. La distance entre le siège et la pédale était ajustée pour que l'extension puisse être totale et la valeur de cette distance était conservée afin de pouvoir utiliser les mêmes conditions avant et après l'entraînement. La plus haute puissance de 8 essais (Blackwell *et al.* 2009) était enregistrée et rapportée au poids du participant.



Figure 35 : Nottingham Power Rig pour l'évaluation de la puissance d'extension du membre inférieur

III.3.4.4. Evaluation de l'équilibre

III.3.4.4.1. Evaluation de la posturographie

L'équilibre des participants a été évalué sur une plateforme translationnelle (Synapsis®)(Figure 36) composée d'une plateforme statique traditionnelle pouvant suivre des mouvements translationnels antéro-postérieurs (plateforme à 3 capteurs, Numérisation 16 bits, échantillonnage à 100 Hz). Les participants étaient positionnés sur la plateforme, les chevilles espacées de deux centimètres et les pieds formant un angle de 30° (Figure 36).

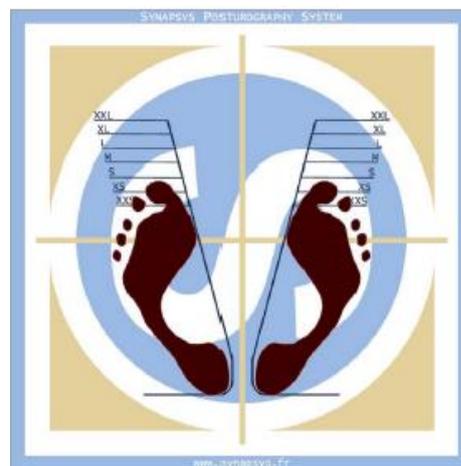
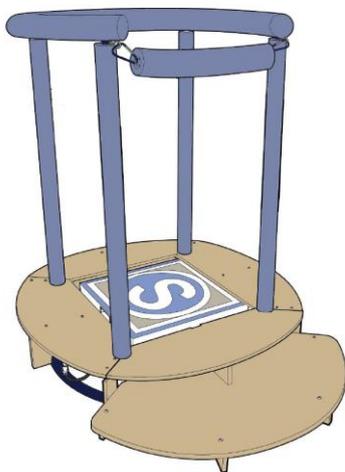


Figure 36 :
A gauche : Plateforme posturographique SPS Synapsis ®
A droite : positionnement des pieds lors des tests

Dans cette position l'équilibre des participants était analysé dans plusieurs conditions. En étudiant les déplacements du centre de pression (CdP) lors de tests évaluant différents paramètres liés au contrôle postural. Les positions successives du CdP dans l'axe AP et ML forment le statokinésigramme (SKG), sa surface est un reflet de la stabilité posturale (Figure 37). Les

conditions de réalisation des différents tests sont expliquées ci-dessous et résumées dans le Tableau 26.

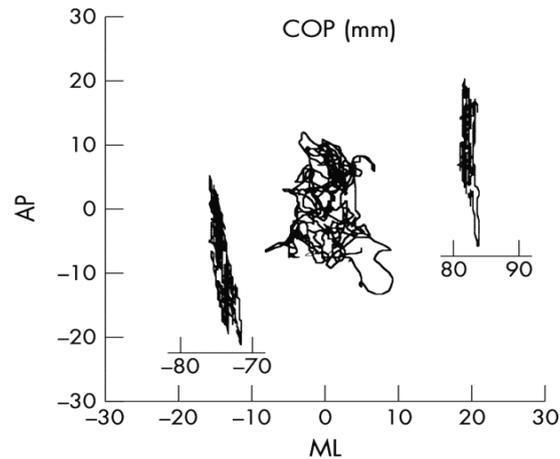


Figure 37 : au centre, tracé du déplacement du CdP : statokinésigramme (SKG)

- **Les limites de stabilité** : sur plateforme statique, les participants devaient effectuer des mouvements de corps dans toutes les directions afin de couvrir la plus grande surface possible (Figure 38). Les surfaces parcourues dans les 4 directions de l'espace étaient séparément analysées (avant, arrière, gauche, droite).

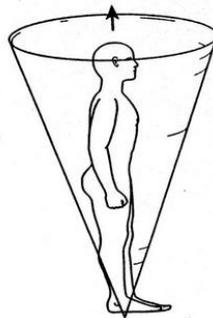


Figure 38: Limites de stabilité (A.McDonough)

- **En condition statique** : le participant devait maintenir son équilibre en se tenant droit, les bras le long du corps, le regard fixe en regardant droit devant lui ou les yeux fermés. Deux tests dans chacune de ces deux conditions étaient effectués. En calculant la moyenne pour chaque condition, la surface du SKG, l'écart type du déplacement du CdP dans la direction AP et ML et la moyenne de la position de CdP dans la direction AP et ML étaient retenus.
- **Condition dynamique** : la plateforme induisait des mouvements antéropostérieurs de translation afin de perturber l'équilibre du participant, ces mouvements pouvaient être de type RAMP et de type sinusoidaux. Un essai les yeux ouverts et un essai les yeux fermés étaient effectués pour chaque mouvement.

- **Mouvement RAMP** : 6 translations étaient effectuées sur une durée totale de 51,2 secondes. Trois translations postérieures étaient effectuées en alternance avec trois translations antérieures, espacées chacune de 8 secondes. La vitesse de déplacement de la plateforme était de $0,07 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$. Dans chaque condition (YO et YF) la surface du SKG était calculée, ainsi que l'écart type du déplacement du CdP en AP et en ML. L'énergie cinétique (E) était également calculée selon cette formule :

$$E = \frac{1}{2} mV^2$$

(Où « m » était la masse du sujet, et « V » la vitesse de déplacement du CdP)

- **Mouvement SINUS** : la plateforme se déplaçait de manière continue dans l'axe antéropostérieur à une fréquence de 0,25 Hz. Dans chaque condition (YO et YF) la surface du SKG était calculée. De plus le gain (G) et la phase (φ) était calculé. Le gain correspondait au rapport de l'amplitude du déplacement AP du CdP divisé par l'amplitude du déplacement AP de la plateforme (Figure 39). La phase correspondait au rapport entre le moment d'amplitude maximal du déplacement de la plateforme divisé par celui du CdP (multiplié par 360) (Figure 39).

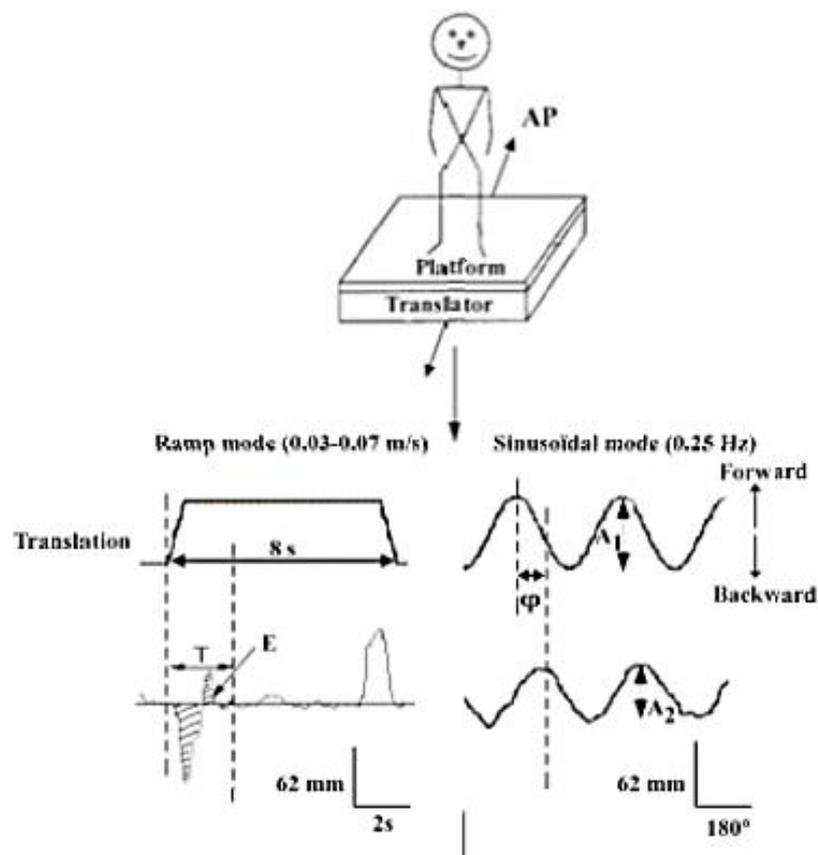


Figure 39 : déplacements translationnels de la plateforme de force

Tableau 26 : Evaluations de l'équilibre

Test	Consigne	Nombre d'essais	Durée par essai [s]	Paramètres retenus
Limites de stabilité	Dure jusqu'à ce que l'examineur considère que les limites de stabilité ont été atteintes dans toutes les directions	Surface dans les 4 directions de l'espace	Limites de stabilité	Dure jusqu'à ce que l'examineur considère que les limites de stabilité ont été atteintes dans toutes les directions
	Yeux ouverts	2	20	Surface du SKG Ect du CdP Moyenne du CdP
Statique	Yeux fermés	2	20	
	Translateur Mouvement RAMP	Yeux ouverts	1	51
Yeux fermés		1	51	
Translateur Mouvement SINUS	Yeux ouverts	1	51	Surface du SKG Gain Phase
	Yeux fermés	1	51	

Ect : écart type ; CdP : centre de pression

III.3.4.4.2. Evaluation de la perception subjective visuelle de la verticale (VVS)

La perception de la verticale subjective correspond à l'estimation de la direction gravitaire par le participant (Luyat *et al.* 1997). Ce test se déroule dans une pièce en condition d'obscurité totale. Une baguette virtuelle lumineuse était projetée sur un mur (Figure 40) à l'aide du "perspective system" (Framiral®, France). Le test se compose de huit placements de baguette différents, par rapport à la verticale (-40° , 20° , 30° , -20° , 10° , -30° , -10° , 40°). Le participant devait alors replacer la baguette à la verticale, à l'aide d'une télécommande. La valeur moyenne des écarts entre les placements de la baguette par le participant et la verticale a été retenue.

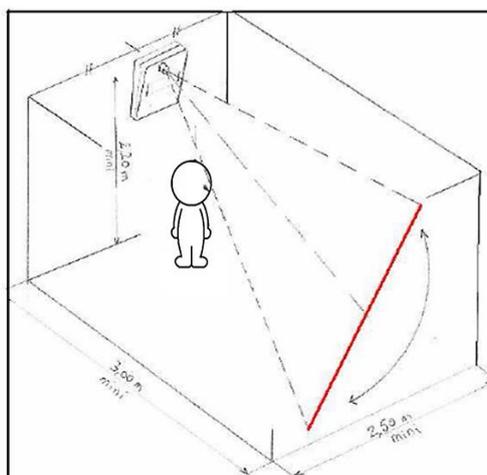


Figure 40 : Test de perception de la verticalité subjective

III.3.4.4.3. Evaluation de la confiance en son équilibre

L'évaluation de la confiance en son équilibre était évaluée par l'adaptation française de l'Activities-specific Balance Confidence Scale (ABCs) (Powell & Myers 1995). Ce questionnaire propose une auto-évaluation de sa confiance en son équilibre selon 16 situations plus ou moins à risque. Le score global, exprimé en pourcentage, correspond à la moyenne de pourcentage de confiance dans les 16 situations.

III.3.4.5. Evaluation cinématique de la marche

L'enregistrement des paramètres de marche, effectué par un système optoélectronique VICON® (Oxford Metrics Ltd, Oxford UK), était fait selon le même protocole que la partie 2. La vitesse de la marche, la longueur du pas, le coefficient de variation (CV) de la longueur du pas et l'indice de freinage étaient enregistrés. De plus, les paramètres angulaires des articulations de la hanche et de la cheville étaient calculés par le logiciel Nexus ® et l'amplitude maximale de ces articulations au cours des différents essais était retenue.

Quatre essais étaient effectués en marche spontanée normale, et les moyennes des paramètres sur ces quatre essais étaient retenues.

Deux paradigmes de double tâche (DT) ont été utilisés :

- **La DT WalkMOT** dont le protocole de passation est précisé dans l'étude 3 de la première partie de ce manuscrit. La moyenne des paramètres de marche sur trois essais avec une poursuite visuelle d'une cible (Walk-MOT-1) et la moyenne des paramètres de marche sur trois essais avec une poursuite visuelle de deux cibles (WalkMOT-2) étaient retenues. Les pourcentages de bonnes réponses à la tâche MOT étaient enregistrés et moyennés pour les trois essais WalkMOT-1, les trois essais WalkMOT-2, pour 3 essais MOT-1 et pour 3 essais MOT-2.

- **La DT 2-Back**, un paradigme de double tâche auditif » (Owen *et al.* 2005), où le participant devait repérer un schéma particulier parmi une série de lettres qui lui étaient citées au travers d'un casque audio. Le participant devait repérer quand une des lettres qu'il entendait était identique à la lettre citée avant la lettre précédente (« 2-back »). Il devait alors dire « oui » et sa réponse était enregistrée (Ex : A-E-F-K-F « oui » G-N...). L'essai durait une minute et les lettres étaient espacées de 2 secondes. Parmi toutes les lettres citées dix « 2-Back » étaient à repérer. Le participant n'était cependant pas informé de ce chiffre. Les participants devaient effectuer cette tâche ii) en marchant, et les paramètres de marche ainsi que le pourcentage de réponses correctes étaient enregistrés et ii) sur place, et le pourcentage de réponses correctes été enregistrées.

III.3.4.5.1. Evaluation de la terminaison de la marche après passage d'obstacle

L'évaluation de la terminaison de la marche après passage d'obstacle était effectuée selon un protocole identique à celui présenté au cours de l'étude 2 de la partie I sauf que le participant restait une minute sur la plateforme. L'écart type du déplacement du CdP en AP et en ML ainsi que l'amplitude maximale du déplacement du CdP en AP et en ML étaient enregistrés et scindés en deux phases : une phase de stabilisation et une phase statique (où le participant est considéré comme ayant achevé la stabilisation).

III.3.4.6. Enregistrement EMG

L'activité électrique des muscles (EMG) mobilisateurs de la cheville été enregistrée durant l'ensemble des mesures des paramètres posturaux, de marche et de la force de flexion et d'extension de la cheville par un système d'EMG sans fil Trigno™ Wireless (Delsys, Boston, MA, USA) couplé au logiciel d'acquisition et d'analyse EMG Works® (Delsys, Boston, MA, USA) (Figure 41). Ces mesures étaient effectuées par l'intermédiaire d'électrodes de surface positionnées sur les muscles suivant : les fléchisseurs plantaires (Gastrocnemius Medialis) et les fléchisseurs dorsaux (Tibialis Anterior). La peau était préalablement dégraissée par un mélange alcool-éther-acétone afin de diminuer la résistance inter-électrodes. L'activité musculaire était rapportée par le calcul de Root Mean Square (RMS) par le logiciel EMG Works® utilisant une fenêtre de 100ms. La moyenne de RMS sur les essais d'équilibre et de marche pour chaque passation de tests était retenue et rapporté au RMS maximal obtenu lors des tests de MVIC des fléchisseurs dorsaux et plantaires de la cheville. L'activité EMG lors des tests était donc exprimée en pourcentage de RMS max. Ce pourcentage

était ensuite traduit en force (en Newton) en lui associant les MVIC obtenues lors des tests de force maximale.

Calcul du RMS :

$$RMS(t) = \sqrt{\frac{1}{T} \cdot \int_{t-T/2}^{t+T/2} (EMG)^2 \cdot dt.}$$

T = Temps d'intégration ; EMG = activité électromyographique



Figure 41: système d'analyse EMG sans fil

III.3.4.7. *Evaluation de la cognition*

L'efficacité cognitive globale était évaluée par le « Montréal cognitive Assessment » (MoCA), un test court (passation : ~10 min), constitué de 10 items portant chacun sur une fonction donnée (capacité visuo-constructive, mémoire immédiate, rappel différé, attention, flexibilité, fluidité verbale, orientation), permettant de mieux détecter les troubles cognitifs légers. Le score maximum du MoCA est de 30.

III.3.4.8. *Actimétrie*

Le rythme veille/sommeil a été enregistré à l'aide d'un dispositif simple et non invasif (Actiwatch®, Neurotechnology, Cambridge, Royaume-Uni) (Figure 42) de la taille d'une montre portée sur le poignet non dominant. Ce dispositif a permis l'enregistrement des mouvements du poignet sur une

période de 7 jours et la détection des épisodes d'éveil et de sommeil. Ce type de mesure a été validé pour mesurer les paramètres liés au sommeil en comparaison avec l'évaluation par polysomnographie (Ancoli-Israel *et al.* 2003). Ces enregistrements seront couplés à une détermination du cycle veille/sommeil via un agenda journalier en version papier.

Les données étaient extraites des Actiwatch® et l'actogramme (Figure 42) était analysé avec le logiciel (Sleep Analysis® 7). L'activité horaire moyenne sur la journée complète, sur les heures « debout » et les heures « couchées » ainsi que l'efficacité du sommeil étaient retenus. L'efficacité du sommeil correspondait au pourcentage du temps où les personnes couchées étaient endormies.

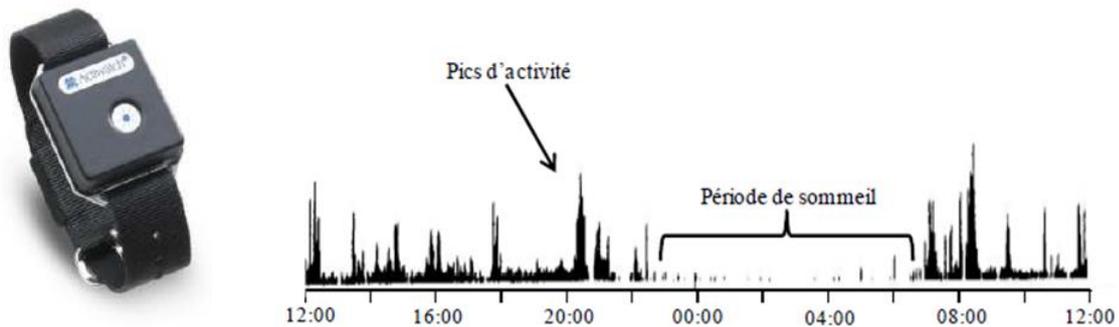


Figure 42 : A gauche : Actiwatch® mesurant les mouvements pour quantifier l'activité durant l'éveil et le sommeil. A droite : Actogramme d'un participant représentant les modifications d'activité et de repos

III.3.5. ENTRAÎNEMENT

Les séances d'entraînement par électrostimulation étaient réparties sur 12 semaines à raison de 3 entraînements de 60 minutes par semaine.

Un courant biphasique symétrique rectangulaire était administré via un électrostimulateur portable (Compex ® SP2.0) que les participants garderont à leur domicile durant la totalité du programme. Il a été expliqué aux participants comment utiliser l'appareil et une notice détaillée d'utilisation leur a été fournie. Les participants avaient une semaine pour essayer l'appareil afin de poser des questions ou de faire part d'éventuelles incompréhensions lors de leur seconde visite au laboratoire (visite au cours de laquelle les participants redonnaient le matériel nécessaire à l'évaluation chronobiologique). Les muscles mobilisateurs de la cheville, à savoir les muscles *Gastrocnemius Lateralis*, *Gastrocnemius Medialis*, *Tibialis Anterior*, *Soleus*, ont spécifiquement été stimulés. Les électrodes ont été placées au niveau des points moteurs des muscles afin d'optimiser les effets de la stimulation (Figure 43 et Figure 44).

Les paramètres de stimulation étaient les suivants et variaient au cours du programme afin d'optimiser l'entraînement : la durée d'impulsion était de 400 microsecondes. Le programme commençait toujours par une phase d'échauffement. Cette phase était suivie par la phase d'entraînement. Et la séance était clôturée par une phase de récupération. L'intensité était la maximale tolérée, elle était le seul paramètre contrôlé par le participant. La durée des phases et les différents paramètres de stimulation étaient modulés au cours du programme afin d'optimiser les effets de l'entraînement. Les paramètres précis sont indiqués dans Tableau 27.

Ce programme était appliqué durant la première partie de la séance aux muscles fléchisseurs dorsaux de la cheville, et durant la deuxième partie aux fléchisseurs plantaires. Le programme durait donc environ 1 heure.

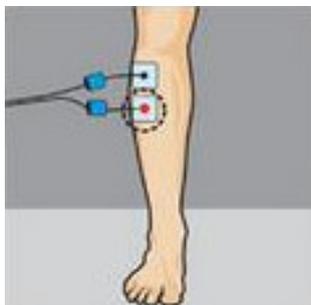


Figure 43: placement des électrodes pour la stimulation des fléchisseurs dorsaux

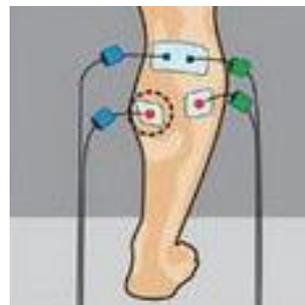


Figure 44: placement des électrodes pour la stimulation des fléchisseurs plantaires

Tableau 27 : paramètres de stimulation

	Echauffement (5min)		Entrainement								Récupération (10min)		Durée pour un groupe musculaire	Durée totale de la séance
	Freq [Hz]	Durée [s]	Travail				Pause		Nombre de cycles	Durée [min]	Freq [Hz]	Temps [s]		
			Freq [Hz]	Montée[s]	Plateau [s]	Descente[s]	Freq [Hz]	Durée [s]						
1^{er} mois	5	300	50	1.5	7	0.75	5	7	42	12	3	600	27min	54 min
2^{ème} mois	5	300	60	1.5	8	0.75	7	6	46	13	3	600	28min	56 min
3^{ème} mois	5	300	70	1.5	8	0.75	9	4	52	13	3	600	28min	56 min

III.3.6. STATISTIQUES

Afin d'étudier les effets de l'entraînement par EMS sur les seniors, les différents paramètres ont été comparés en utilisant le test de Wilcoxon ou le test de Student pour données appariées selon la distribution des données.

Les autres paramètres qui dépendaient de plusieurs facteurs ont été analysés par ANOVA à mesures répétées avec post-hoc de Tukey avec plusieurs facteurs selon les paramètres étudiés.

- Pour analyser les paramètres de posturographie, une ANOVA à 3 facteurs a été réalisée. Un facteur entraînement (pré ou post entraînement), un facteur condition (yeux ouverts (YO) ou yeux fermés (YF)) et un facteur direction (antéropostérieur (AP) ou médio latéral (ML)).
- Pour l'analyse de la posturographie après passage d'obstacle, une ANOVA à 3 facteurs a été utilisée. Un facteur entraînement (pré ou post entraînement), un facteur « phase » (phase de stabilisation ou phase stable) et un facteur direction (AP ou ML).
- Pour les paramètres de marche (vitesse, variabilité, longueur du pas, freinage du centre de masse), une ANOVA à deux facteurs a été réalisée. Un facteur « entraînement » (pré ou post entraînement) et un facteur « tâche » (Marche Simple, DT WalkMOT avec une ou deux cibles, ou DT 2-Back).
- Pour l'analyse de l'EMG au cours de l'équilibre et de la marche, une ANOVA à mesure répétée à trois facteurs a été utilisée. Un facteur entraînement (pré ou post entraînement), un facteur muscle (fléchisseur plantaire ou dorsal) et un facteur condition (YO/YF pour l'équilibre, ou Marche Simple, DT WalkMOT avec une ou deux cibles, ou DT 2-Back pour la marche).

Les conditions de la validité de l'ANOVA étaient vérifiées par le test de Levene et le test de Mauchly. Les statistiques étaient réalisées à l'aide du logiciel JASP 0.8.0.0. Le seuil de significativité était fixé à $p < 0,05$.

III.4. RESULTATS

III.4.1. LES PARTICIPANTS

Un participant a arrêté l'entraînement à cause d'une blessure à la cheville et a donc été exclu du protocole. Tous les participants sont droitiers. Sept hommes et sept femmes ont participé à l'étude. Les caractéristiques des participants sont présentées dans le Tableau 28.

Tableau 28: caractéristiques des participants

<i>N=14</i>	Moyenne \pm sd
<i>AGE</i>	73,6 \pm 4,9
<i>IMC</i>	25,9 \pm 3,2
<i>SAPD</i>	18,5 \pm 5,8
<i>MMS</i>	28,0 \pm 1,2
<i>H & O</i>	58,5 \pm 7,5
<i>Nombre de comorbidités</i>	0,36 \pm 0,8
<i>Nombre de médicaments</i>	2,6 \pm 1,7

IMC : Indice de masse corporelle ; MMS : Minimental State SAPD : Score d'Activité Physique de Dijon ; H & O : Horne et Otsberg

III.4.2. L'ENTRAINEMENT

Le pourcentage des séances effectuées est de 94%, les 6% non effectués étaient causés par des oublis ou des courts voyages qui ne permettaient pas le chargement de l'appareil. L'intensité moyenne des stimulations tibiales étaient de 22,5 \pm 9,5 mA et les stimulations gastrocnémiens étaient de 20,78 \pm 8,77 mA. Entre la première et la dernière semaine l'intensité maximale tolérée a augmenté de 47% pour les muscles tibiaux, et de 35% en moyenne pour les muscles gastrocnémiens.

III.4.3. LA QUALITE DE VIE

Certains aspects de la qualité de vie mesurés par le SF-36 (Tableau 29) et par le questionnaire de bien-être psychologique (Tableau 30) se sont retrouvés significativement améliorés après l'entraînement par électrostimulation. La vitalité s'est de 19% ($p < 0,05$), et la perception de la condition physique s'est trouvée améliorée de 7% ($p < 0,05$). Les autres aspects liés à la santé mentale ou physique, ainsi que les aspects sociaux n'étaient pas affectés par l'entraînement.

Tableau 29: Effet de l'entraînement sur la qualité de vie évaluée par le SF-36

		Pré-test	Post-tests	p	% augmentation
Score physique	<i>Fonctionnement Physique</i>	81,43 ± 14,86	83,57 ± 14,99	0,349	NS
	<i>Limitation Physique</i>	69,64 ± 36,92	75,00 ± 35,36	0,711	NS
	<i>Douleur Physique</i>	60,36 ± 18,10	67,32 ± 21,54	0,237	NS
	<i>Santé générale</i>	54,46 ± 14,10	58,93 ± 11,19	0,225	NS
Score Mental	<i>Vitalité</i>	53,93 ± 13,89	64,29 ± 13,42	0,035*	19,2%
	<i>Fonctionnement Social</i>	80,36 ± 15,28	72,32 ± 20,32	0,179	NS
	<i>Limitation émotionnelle</i>	85,71 ± 21,54	73,81 ± 39,61	0,276	NS
	<i>Santé mentale</i>	78,86 ± 14,92	81,14 ± 9,34	0,650	NS

* : $p < 0,05$ avec le test de Wilcoxon

Tableau 30: Effets de l'entraînement par électrostimulation sur le bien être psychologique

	Pré-test	Post-tests	p	% augmentation
<i>Estime de soi</i>	24,86 ± 2,80	24,93 ± 2,13	0,902	NS
<i>Socialisation</i>	24,93 ± 2,59	25,79 ± 3,043	0,125	NS
<i>Réactions émotionnelles</i>	19,57 ± 3,86	20,79 ± 3,31	0,106	NS
<i>Valeur physique perçue</i>	20,64 ± 4,60	22,07 ± 4,39	0,037*	7%

* : $p < 0,05$ avec le test de Wilcoxon

III.4.4. LA COGNITION

L'entraînement par électrostimulation n'a pas affecté la cognition au travers de l'évaluation par le MoCA (Tableau 31).

Tableau 31 : analyse statistique de la cognition globale

	Pré-test	Post-tests	p
MoCA (/30)	27,07 ± 1,2	27,07 ± 1,5	0,936

MoCA : Montreal Cognitive Assessment

III.4.5. LA COMPOSITION CORPORELLE

La mesure segmentaire de la masse musculaire a permis de montrer que seule la masse musculaire des jambes des participants est augmentée après l'entraînement ($p < 0,05$). Aucun effet significatif n'a été détecté sur la masse grasseuse (Tableau 32).

Tableau 32 : Effets de l'entraînement par électrostimulation sur la composition corporelle

		Pré-test	Post-tests	p	% augmentation
Masse musculaire (kg)	Jambes	7,36 ± 2,34	9,04 ± 2,67	0,014*	23%
	Bras	3,39 ± 1,31	3,36 ± 1,34	0,885	NS
	Tronc	21,75 ± 2,25	20,75 ± 2,43	0,058	NS
Masse grasseuse corps entier (kg)		19,21 ± 6,49	18,54 ± 6,53	0,151	NS
Indice de Sarcopénie		12,79 ± 2,13	13,09 ± 2,17	0,113	NS

* : $p < 0,05$ avec le test de Student pour séries appariées

III.4.6. LES PARAMETRES NEUROMUSCULAIRES

Après l'entraînement par électrostimulation, les performances neuromusculaires du membre inférieur sont majoritairement améliorées. La force maximale isométrique lors de la flexion plantaire ($p < 0,001$) et lors de la flexion dorsale ($p < 0,05$) est significativement plus élevée après les trois mois d'entraînement (Tableau 33). L'augmentation de force pour les fléchisseurs plantaires est significativement plus élevée que pour les fléchisseurs dorsaux ($p < 0,05$).

Tableau 33 : la force isométrique des fléchisseurs dorsaux et fléchisseurs plantaires

	Pré-test	Post-tests	p	% variation
Flexion plantaire (N)	73,84 ± 7,28	96,14 ± 29,29	<0,001*	+30%
Flexion dorsale (N)	39,33 ± 10,90	42,86 ± 10,94	0,020*	+9%

* : $p < 0,05$ avec le test de Wilcoxon

La puissance musculaire de l'extension du membre inférieur s'est également améliorée de façon significative après l'entraînement ($p < 0,05$) (Tableau 34).

Tableau 34: Les mobilisateurs du genou

	Pré-test	Post-tests	p	% variation
Flexion (N.m)	64,14 ± 22,66	64,93 ± 20,15	0,639	NS
Extension (N.m)	121,43 ± 33,95	130,71 ± 32,65	0,018*	+8%

* : $p < 0,05$ avec le test de Student pour séries appariées

Le couple maximum des extenseurs du genou est aussi plus élevé après l'entraînement ($p < 0,05$) contrairement aux fléchisseurs dont le couple n'a pas varié (Tableau 35).

Tableau 35: la puissance d'extension du membre inférieur

	Pré-test	Post-tests	p	% variation
Puissance extension Mb Inférieur (W.kg ⁻¹)	1,72 ± 0,34	1,90 ± 0,35	<0,05*	+10%

* : $p < 0,05$ avec le test de Student pour séries appariées

III.4.7. L'EQUILIBRE

III.4.7.1. La posturographie

III.4.7.1.1. Les limites de stabilité

Après les trois mois d'entraînement par électrostimulation, les participants de l'étude pouvaient atteindre des limites de stabilité vers l'avant plus élevées de 20% ($p < 0,05$) (Tableau 36 et Figure 45)

Tableau 36 : Limites de stabilité (mm^2)

	Pré-test (mm^2)	Post-tests (mm^2)	p	% variation
<i>surface avant</i>	4162,36 \pm 1706,99	4997,28 \pm 1799,68	0,0353*	+20%
<i>surface arrière</i>	3176,71 \pm 1778,58	3465,07 \pm 1835,76	0,638	NS
<i>surface droite</i>	4951,14 \pm 2178,63	4873,64 \pm 2104,17	0,426	NS
<i>surface gauche</i>	4336,71 \pm 2326,89	5003,42 \pm 2238,13	0,153	NS

* : $p < 0,05$ avec le test de Student pour séries appariées

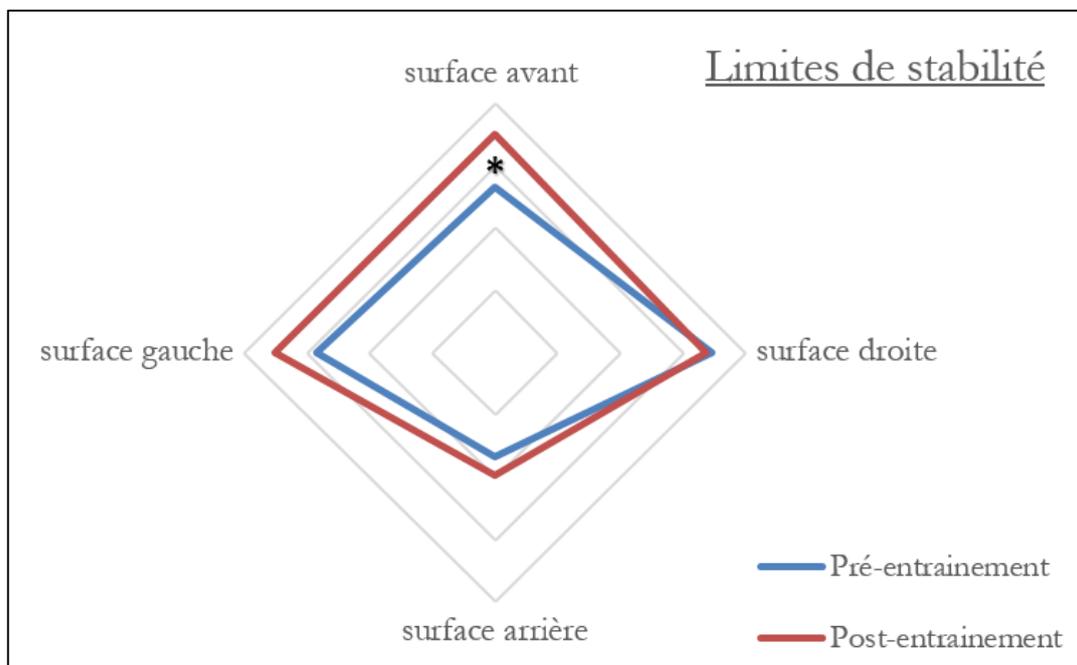


Figure 45 : limites de stabilité avant et après l'entraînement

III.4.7.1.2. En condition statique

Paramètres posturographiques

L'ANOVA (Tableau 37) n'a pas détecté d'effet particulier de l'entraînement ou de la direction (médiolatérale (ML)/ antéropostérieure (AP)) sur la surface du SKG.

Sur l'écart type de la position du CdP, l'ANOVA détecte un effet de la condition (yeux ouverts (YO)/yeux fermés (YF)) ($F=13,957$; $p=0,002$), l'analyse post-hoc de Tukey révèle que l'écart type du déplacement les yeux fermés est plus élevé que les yeux ouverts (différence moyenne (mm)= $0,921$; $p=0,002$). L'ANOVA révèle aussi un effet significatif de l'entraînement qui induit une réduction de l'écart type ($F= 9,650$; $p=0,008$), l'analyse post-hoc montre une réduction moyenne de l'écart type de $0,589$ mm après l'entraînement ($p=0,008$). Un effet de la direction (ML/AP) a aussi affecté la position moyenne du CdP selon l'analyse de la variance ($F=17,558$, $p=0,001$) avec une différence moyenne entre les directions de $8,398$ mm ($p=0,006$).

L'ANOVA détecte également un effet de l'interaction entraînement*direction (ML/AP). Cependant, l'analyse post-hoc de Tukey ne montre pas de différence significative entre les valeurs pré et post entraînement quelle que soit la direction étudiée.

Tableau 37: ANOVA sur les paramètres de posturographie en condition statique

	df	Mean Square	F	p
Surface du SKG				
entraînement	1	2687	0,318	0,582
condition	1	10244	0,557	0,469
entraînement * condition	1	3887	0,269	0,612
Ecart Type du CdP				
Entraînement	1	9,712	9,650	0,008
Condition	1	23,748	13,957	0,002
Direction	1	0,299	0,156	0,699
Entraînement * Condition	1	0,352	1,301	0,275
Entraînement * Direction	1	0,126	0,127	0,728
Condition * Direction	1	1,024	1,241	0,285
Entraînement * Condition * Direction	1	0,004	0,015	0,903
Moyenne du CdP				
Entraînement	1	75,688	0,831	0,379
Condition	1	1,699	0,113	0,742
Direction	1	10440,589	17,558	0,001
Entraînement * Condition	1	11,644	0,706	0,416
Entraînement * Direction	1	480,054		0,025
Condition * Direction	1	1,406	0,071	0,794
Entraînement * Condition * Direction	1	6,150	0,460	0,509

Activité musculaire

La quantification de l'activité EMG (RMS) des muscles fléchisseurs plantaires (gastrocnémiens) et fléchisseurs dorsaux (tibiaux) était enregistrée au cours du test de force maximale de flexion et d'extension de la cheville. L'activité EMG était également enregistrée au cours des différents tests d'équilibre où l'activité moyenne durant ces tests était rapportée à l'activité moyenne durant l'effort maximal pour chaque muscle. L'équivalence en Newton produite durant les tests d'équilibre a été extrapolée par rapport au pourcentage d'activité maximale durant les tests de force et la force maximale produite.

L'ANOVA (Tableau 38) montre qu'après l'entraînement la tâche d'équilibre statique ne mobilisait pas un pourcentage de l'activité musculaire différent d'avant l'entraînement ($25 \pm 12,6\%$ en moyenne). Le pourcentage de l'activité musculaire ne différait pas non plus selon la condition (YO/YF), ou selon le groupe musculaire concerné (fléchisseurs plantaires / dorsaux).

L'équivalence en Newton n'a pas évolué après l'entraînement, cependant, on peut noter que les fléchisseurs plantaires produisaient plus de force que les fléchisseurs dorsaux lors de ce test ($p=0,026$). L'analyse post-hoc de l'interaction muscle*condition révèle que cette différence de sollicitation musculaire existait seulement pour la condition YF ($p=0,026$) ($22,7 \pm 5,9$ N vs $6,1 \pm 5,8$ N).

Tableau 38: ANOVA de l'implication musculaire lors de la tâche d'équilibre statique

	Sum of Squares	df	Mean Square	F	p
% de l'activité maximum					
<i>entraînement</i>	0,381	1	0,381	2,551	0,138
<i>condition</i>	0,028	1	0,028	0,202	0,662
<i>muscle</i>	0,333	1	0,333	2,025	0,182
<i>entraînement * condition</i>	0,198	1	0,198	1,697	0,219
<i>entraînement * muscle</i>	0,124	1	0,124	0,842	0,378
<i>condition * muscle</i>	0,333	1	0,333	2,025	0,182
<i>entraînement * condition * muscle</i>	0,124	1	0,124	0,842	0,378
Équivalence en Newton					
<i>entraînement</i>	143,19	1	143,19	0,639	0,441
<i>condition</i>	96,7	1	96,7	0,433	0,524
<i>muscle</i>	1605,51	1	1605,51	6,623	0,026
<i>entraînement * condition</i>	589,42	1	589,42	3,158	0,103
<i>entraînement * muscle</i>	100,75	1	100,75	0,577	0,464
<i>condition * muscle</i>	1605,51	1	1605,51	6,623	0,026
<i>entraînement * condition * muscle</i>	100,75	1	100,75	0,577	0,464

III.4.7.1.3. En condition dynamique, avec le translateur RAMP

Paramètres posturographiques

L'ANOVA a détecté un effet de la condition (YO/YF) sur la surface du SKG ($F=9,729$; $p<0,008$), mais pas d'impact significatif de l'entraînement (Tableau 39). Les yeux fermés, la surface parcourue par le CdP était plus élevée que les yeux ouverts ($1859,2 \pm 568,6 \text{ mm}^2$ vs $1482,7 \pm 504,1 \text{ mm}^2$).

L'écart type de la position du CdP présente aussi un effet de la condition (YO/YF) ($F= 7.945$ $p=0.015$), mais il présente également un effet direction (AP/ML) ($F=686.233$; $p< .001$). L'écart type était plus important les yeux fermés et également dans le sens AP (sens de déplacement de la plateforme).

Pour ce qui est de l'énergie au cours de la translation RAMP, elle est affectée par l'entraînement, par la condition, et par la direction. L'énergie cinétique est plus faible après l'entraînement ($p<0,001$), elle est plus élevée les yeux fermés ($p=0,015$), et plus élevée dans la direction AP ($p<0,001$) (sens de la translation). L'ANOVA révèle aussi un effet de l'interaction entraînement* condition, qui ne fait pas apparaître d'effet de l'entraînement différent selon que les yeux soient ouverts ou fermés après l'analyse post-hoc ($p>0,05$).

Tableau 39 : ANOVA sur les paramètres de posturographie en condition RAMP

	Sum of Squares	df	Mean Square	F	p
Surface du SKG					
Entraînement	48869	1	48869	0,277	0,608
Condition	1,985e +6	1	1,985e +6	9,729	0,008
Entraînement * Condition	105819	1	105819	0,882	0,365
Ecart type					
Entraînement	3,122	1	3,122	0,832	0,378
Condition	31,694	1	31,694	7,934	0,015
Direction	2033,383	1	2033,383	686,165	< ,001
Entraînement * Condition	1,286	1	1,286	0,789	0,391
Entraînement * Direction	4,641	1	4,641	3,984	0,067
Condition * Direction	0,958	1	0,958	0,663	0,430
Entraînement * Condition * Direction	0,005	1	0,005	0,005	0,942
Energie					
Entraînement	1,808e +7	1	1,808e +7	98,591	< ,001
Condition	903129	1	903129	4,983	0,044
Direction	1,553e +7	1	1,553e +7	149,618	< ,001
Entraînement * Condition	1,068e +7	1	1,068e +7	65,650	< ,001
Entraînement * Direction	997248	1	997248	9,182	0,010
Condition * Direction	9,818e +6	1	9,818e +6	58,129	< ,001
Entraînement * Condition * Direction	7107	1	7107	0,190	0,670

L'analyse de la variance détecte aussi un effet de l'interaction « entraînement * direction » sur l'énergie au cours de la translation RAMP, et l'analyse post-hoc montre que l'entraînement a permis de réduire uniquement l'énergie dans la direction antéropostérieure (Figure 46).

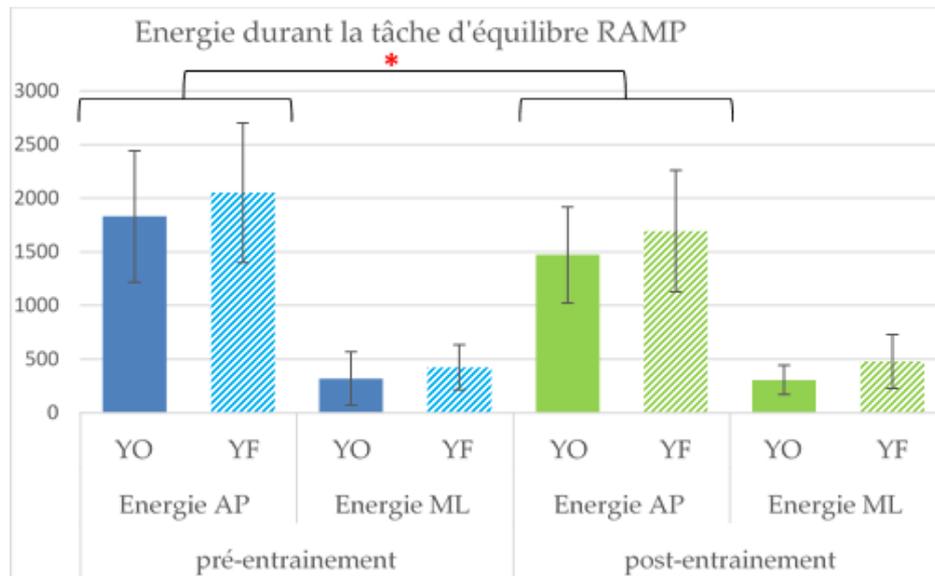


Figure 46: Energie avant et après l'entraînement durant la tâche RAMP selon la condition (YO/YF) la direction (AP/ML)

Activité musculaire

L'ANOVA (Tableau 40) montre qu'après l'entraînement, le pourcentage d'activité musculaire maximale utilisée au cours de la tâche RAMP était réduite de 8,9% en moyenne ($p=0,042$). Le pourcentage d'activité maximale nécessaire à l'exécution de cette tâche était plus élevé de 6,2% les yeux fermés ($p=0,045$) et les muscles fléchisseurs plantaires, en comparaison au fléchisseurs dorsaux, utilisaient un pourcentage d'activité maximale inférieur de 8,7 en moyenne.

L'équivalence en Newton lors de cette tâche n'a pas été affectée par l'entraînement. Cependant, il apparaît que les fléchisseurs plantaires produisaient 14,28 Newtons de plus en moyenne que les fléchisseurs dorsaux ($p<0,001$) et que 4,22 Newtons supplémentaires en moyenne étaient produits lorsque les participants fermaient les yeux ($p=0,0035$).

Tableau 40: ANOVA de l'implication musculaire lors de la tâche RAMP

	Sum of Squares	df	Mean Square	F	p
% de l'activité maximum					
<i>entraînement</i>	0,175	1	0,175	5,442	0,042
<i>condition</i>	0,086	1	0,086	5,239	0,045
<i>muscle</i>	0,167	1	0,167	5,045	0,048
<i>entraînement * condition</i>	3,108e -4	1	3,108e -4	0,031	0,864
<i>entraînement * muscle</i>	0,018	1	0,018	1,431	0,259
<i>condition * muscle</i>	0,015	1	0,015	1,158	0,307
<i>entraînement * condition * muscle</i>	2,241e -4	1	2,241e -4	0,032	0,862
Equivalence en Newton					
<i>entraînement</i>	449,244	1	449,244	2,63	0,133
<i>condition</i>	427,883	1	427,883	5,782	0,035
<i>muscle</i>	4894,73	1	4894,73	21,717	< ,001
<i>entraînement * condition</i>	6,942	1	6,942	0,153	0,703
<i>entraînement * muscle</i>	27,823	1	27,823	0,368	0,557
<i>condition * muscle</i>	216,893	1	216,893	3,057	0,108
<i>entraînement * condition * muscle</i>	12,573	1	12,573	0,411	0,535

III.4.7.1.4. En condition dynamique, avec le translateur sinusoïdal

Paramètres posturographiques

L'ANOVA (Tableau 41) a uniquement détecté un effet de la condition (YO/YF) sur la surface du SKG ($F=15,93$, $p=0,02$). L'analyse post-hoc de Tukey montre une surface significativement plus importante les yeux fermés par rapport aux yeux ouverts ($p=0,002$) ($3848 \pm 2965\text{mm}^2$ vs $1677,5 \pm 780\text{mm}^2$).

Le gain quant à lui, est aussi soumis à l'effet de la condition (YO/YF) ($F=53,109$, $p < 0,001$), mais également à la direction (ML/AP) ($F= 261,917$; $p < 0,001$) avec l'analyse post-hoc qui montre un gain plus important les YF de 0,239 en moyenne par rapport à la condition YO ($p < 0,001$), et en direction AP de 0,530 en moyenne par rapport à la direction ML ($p < 0,001$).

Le déphasage est lui aussi soumis à l'effet de la direction (ML/AP) ($F=8,629$, $p=0,012$), avec une phase moins importante en position AP de $33,49^\circ$ en moyenne ($p = 0,012$). Le déphasage est aussi augmenté entre les pré et les post-tests ($F=5,563$, $p=0,035$) ($78,52 \pm 40,44$ vs $85,42,6$) ($p=0,035$).

Tableau 41 : ANOVA sur les paramètres de posturographie en condition SINUS

	Sum of Squares	df	Mean Square	F	p
Surface du SKG					
Entraînement	143050	1	143050	0,038	0,849
Condition	6,596e +7	1	6,596e +7	15,934	0,002
Entraînement * Condition	101903	1	101903	0,038	0,848
Gain					
Entraînement	0,009	1	0,009	0,221	0,646
Condition	1,601	1	1,601	53,109	<,001
Direction	7,860	1	7,860	261,917	<,001
Entraînement * Condition	0,016	1	0,016	0,776	0,394
Entraînement * Direction	0,028	1	0,028	3,417	0,087
Condition * Direction	0,438	1	0,438	36,028	<,001
Entraînement * Condition * Direction	0,023	1	0,023	2,217	0,160
Déphasage					
Entraînement	3344,14	1	3344,14	5,563	0,035
Condition	958,23	1	958,23	0,903	0,359
Direction	31409,60	1	31409,60	8,629	0,012
Entraînement * Condition	118,49	1	118,49	0,070	0,796
Entraînement * Direction	11,57	1	11,57	0,014	0,908
Condition * Direction	650,89	1	650,89	0,219	0,648
Entraînement * Condition * Direction	37,49	1	37,49	0,027	0,873

Activité musculaire

Lors de l'équilibre dynamique, avec le translateur SINUS, l'ANOVA révèle que le pourcentage de force maximale impliquée était réduit de 13,7% en moyenne après l'entraînement ($p=0,026$). Les yeux fermés, les participants utilisaient en moyenne 6,8% de la force maximale de plus que lorsqu'ils avaient les yeux ouverts ($p<0,01$) (Tableau 42). Et les fléchisseurs plantaires utilisaient un pourcentage de leur activité musculaire maximale plus bas de 14,7% en comparaison aux fléchisseurs dorsaux ($p=0,04$).

Au cours de la tâche sinus, l'équivalence en Newton de la force développée n'a pas été affectée par l'entraînement, cependant 5,478 Newtons de plus étaient produits lorsque les participants avaient les yeux fermés ($p=0,01$) et 18,79 Newtons de plus étaient développés par les fléchisseurs plantaires en comparaison aux fléchisseurs dorsaux ($p=0,002$).

Tableau 42: ANOVA de l'implication musculaire lors de la tâche SINUS

	Sum of Squares	df	Mean Square	F	p
% de l'activité maximum					
<i>entraînement</i>	0,448	1	0,448	6,588	0,026
<i>condition</i>	0,111	1	0,111	12,697	0,004
<i>muscle</i>	0,518	1	0,518	5,444	0,04
<i>entraînement * condition</i>	0,003	1	0,003	0,473	0,506
<i>entraînement * muscle</i>	0,005	1	0,005	0,203	0,661
<i>condition * muscle</i>	9,785e -4	1	9,785e -4	0,267	0,615
<i>entraînement * condition * muscle</i>	0,007	1	0,007	5,83	0,034
Equivalence en Newton					
<i>entraînement</i>	1255,261	1	1255,261	3,576	0,083
<i>condition</i>	780,209	1	780,209	9,482	0,01
<i>muscle</i>	9176,352	1	9176,352	15,62	0,002
<i>entraînement * condition</i>	105,195	1	105,195	0,944	0,351
<i>entraînement * muscle</i>	152,943	1	152,943	0,51	0,489
<i>condition * muscle</i>	120,956	1	120,956	1,491	0,246
<i>entraînement * condition * muscle</i>	6,253	1	6,253	0,068	0,798

III.4.7.2. La verticalité subjective

L'entraînement par électrostimulation n'a pas eu d'effets sur la perception visuelle de la verticale chez les participants (Tableau 43)

Tableau 43 : analyse statistique de la VVS

	pré-entraînement	post-entraînement	p
Moyenne VVS (°)	1,26 ± 1,13	1,81 ± 1,18	0,118

VVS : verticale visuelle subjective ; * : $p < 0,05$ avec le test de Student pour séries appariées

III.4.7.3. La peur de tomber

Les participants n'ont pas amélioré leur confiance en leur équilibre après les trois mois d'entraînement (Tableau 44).

Tableau 44 : analyse statistique de l'ABCs

	pré-entraînement	post-entraînement	p
ABCs (/100)	93,47 ± 6,71	92,93 ± 7,87	0,798

ABCs Activities-specific Balance Confidence Scale ; * : $p < 0,05$ avec le test de Student pour séries appariées

III.4.8. LA STABILISATION DE L'EQUILIBRE APRES PASSAGE D'OBSTACLE

Les résultats de l'analyse de la variance à trois facteurs (entraînement : pré *vs* post * phase de la stabilisation : stabilisation *vs* statique * et direction : AP *vs* ML) sont présentés dans le Tableau 45. L'entraînement par électrostimulation n'affecte pas les paramètres posturographiques lors du passage d'obstacle. L'ANOVA révèle cependant que l'amplitude maximale des déplacements est plus élevée dans le sens antéropostérieur ($p < 0,001$) et que l'écart type de la position du Cdp est plus élevé durant la phase de stabilisation ($p < 0,001$).

Tableau 45: ANOVA de l'écart type, et de l'amplitude maximum du COP lors de la tâche de passage d'obstacle

	df	Mean Square	F	p
<i>Ecart type</i>				
entraînement	1	50.62	0.169	0.689
direction	1	39.24	0.150	0.706
phase	1	7433.74	21.744	< .001
entraînement * direction	1	61.71	0.184	0.676
entraînement * phase	1	504.50	1.576	0.235
entraînement * direction*phase	1	363.77	1.337	0.272
<i>Amplitude Max</i>				
entraînement	1	348.137	0.099	0.759
direction	1	445657.463	86.403	< .001
phase	1	1484.741	0.328	0.579
entraînement * direction	1	1257.301	0.337	0.573
entraînement * phase	1	245.235	0.105	0.752
entraînement * direction*phase	1	9.557	0.004	0.951

III.4.9. LA MARCHÉ EN SIMPLE ET DOUBLE TÂCHE (WALKMOT & 2-BACK)

III.4.9.1. Paramètres spatiotemporels de la marche

III.4.9.1.1. La vitesse de marche

Les valeurs de vitesse de marche en simple et double tâche sont présentées dans le Tableau 46.

Tableau 46 : vitesses de marche en simple et double tâche

	tâche	vitesse de marche (m.s ⁻¹)
<i>pré-entraînement</i>	marche simple	1,048 ± 0,134
	WalkMOT 1	0,829 ± 0,178
	WalkMOT 2	0,802 ± 0,148
	2-Back	0,797 ± 0,133
<i>post-entraînement</i>	marche simple	1,042 ± 0,134
	WalkMOT 1	0,862 ± 0,082
	WalkMOT 2	0,842 ± 0,112
	2-Back	0,782 ± 0,177

L'ANOVA à deux facteurs (Entraînement*Tâche) (Tableau 47) montre que la vitesse de marche des participants n'est pas affectée par l'entraînement par EMS, que ce soit en simple ou double tâche. L'ANOVA révèle un effet de la tâche sur la vitesse de marche ($F=14,11$; $p<0,001$) et l'analyse post-hoc montre une réduction de la vitesse entre la marche simple et la marche lors des 3 situations de double tâche ($p<0,001$) (Tableau 48).

Tableau 47 : ANOVA à 2 facteurs (entraînement * tâche) sur la vitesse de marche en simple et double tâche

	Sum of Squares	df	Mean Square	F	p
<i>Entraînement</i>	0,004	1	0,004	0,195	0,668
<i>Tâche</i>	0,877	3	0,292	14,115	<0,001
<i>Entraînement * tâche</i>	0,013	3	0,004	0,508	0,68

Tableau 48: Comparaison post-hoc de Tukey de la vitesse de marche selon la tâche

		Mean Difference	SE	t	p _{tukey}
<i>marche simple</i>	WalkMOT 1	0,199	0,043	4,593	< 0,001
	WalkMOT 2	0,223	0,043	5,141	<0,001
	2-Back	0,255	0,043	5,885	<0,001
<i>WalkMOT 1</i>	2-Back	0,024	0,043	0,548	0,946
	2-Back	0,056	0,043	1,292	0,575
<i>WalkMOT 2</i>	2-Back	0,032	0,043	0,744	0,878

WalkMOT 1 – 2 : double tâche avec poursuite visuelle d'une ou deux cibles.

III.4.9.1.2. La variabilité de la longueur du pas

Les valeurs des coefficients de variation de la longueur du pas pré et post-entraînement sont présentées dans le Tableau 49.

Tableau 49 : coefficient de variation de la longueur du pas en simple et double tâche

	tâche	Variabilité du pas (%)
<i>pré-entraînement</i>	marche simple	0,048 ±0,038
	WalkMOT 1	0,063 ±0,037
	WalkMOT 2	0,069 ±0,028
	2-Back	0,043 ±0,026
<i>post-entraînement</i>	marche simple	0,043 ±0,018
	WalkMOT 1	0,050 ±0,023
	WalkMOT 2	0,050 ±0,024
	2-Back	0,061 ±0,048

WalkMOT 1 – 2 : double tâche avec poursuite visuelle d'une ou deux cibles.

L'ANOVA à deux facteurs (Entraînement*Tâche) (Tableau 50) montre que la variabilité de longueur du pas des participants n'est pas affectée par l'entraînement par EMS, que ce soit en simple et double tâche.

La variabilité de la longueur du pas n'est pas non plus affectée par les différentes doubles tâches.

Tableau 50 : ANOVA à 2 facteurs (entraînement * tâche) sur la variabilité du pas en simple et double tâche

	Sum of Squares	df	Mean Square	F	p
Entraînement	5,232e -4	1	5,232e -4	0,675	0,427
Tâche	0,003	3	9,544e -4	1,171	0,334
Entraînement * tâche	0,005	3	0,002	1,669	0,191

III.4.9.2. Paramètres angulaires de la marche

Les paramètres angulaires de la marche pour l'articulation de la cheville et de la hanche ont été calculés pour la tâche de marche simple uniquement.

L'articulation liée au mouvement d'adduction/abduction de la hanche lors de la marche est significativement moins mobilisée après l'entraînement, elle est passée d'une amplitude maximale de 17,87° degrés à une amplitude maximale de 9,92° ($p < 0,01$) (Tableau 51).

Tableau 51 : Amplitude angulaire maximale au cours de la marche de l'articulation de la cheville et de la hanche.

		Pré-entraînement	Post-entraînement	p	
<i>Cheville (°)</i>	Flexion Plantaire / Dorsale	38,73 ± 9,99	39,70 ± 10,61	0,85	NS
	Eversion/Inversion	8,56 ± 9,04	10,31 ± 8,51	0,24	NS
<i>Hanche (°)</i>	Flexion/Extension	49,27 ± 18,46	43,36 ± 3,03	0,54	NS
	Adduction/abduction	17,87 ± 14,83	9,92 ± 2,34	<0,01*	-44%

* : $p < 0,05$ avec le test de Student pour séries appariées

III.4.9.3. *L'activité musculaire au cours de la marche*

Les valeurs des pourcentages d'activité maximale utilisée selon la tâche, et leurs équivalences en Newton en pré et post-entraînement sont exprimées dans le Tableau 52.

Tableau 52 : Pourcentage de l'activité maximale utilisée selon la tâche, et équivalence en Newton

		tibial	gastrocnémien
% de l'activité maximale			
<i>pré-entraînement</i>	Marche simple	22,73 ± 13,15	20,47 ± 8,38
	WalkMOT 1	23,9±13,77	21,05 ± 8,876
	WalkMOT 2	21,99± 11,75	20,64 ±10,35
	2-Back	23,1 ± 10,35	23,17±11,19
<i>post-entraînement</i>	Marche simple	19,67 ± 15,59	16,23 ± 9,34
	WalkMOT 1	21,3±15,47	18,11 ±10,04
	WalkMOT 2	21,44±15,36	18,63 ±10,35
	2-Back	20,76±15,66	21,87±21,87
Équivalence en Newton			
<i>pré-entraînement</i>	Marche simple	9,623±6,443	14,77±6,968
	WalkMOT 1	10,37±7,785	15,03±6,787
	WalkMOT 2	9,93±8,286	14,91±7,111
	2-Back	9,848±6,831	17,44±7,07
<i>post-entraînement</i>	Marche simple	8,461±7,046	15,4±9,259
	WalkMOT 1	7,785±7,785	17,38 ±10,23
	WalkMOT 2	9,144±6,79	17,81±17,81
	2-Back	8,909±8,909	20,99 ± 14,9

WalkMOT 1 – 2 : double tâche avec poursuite visuelle d'une ou deux cibles.

L'ANOVA révèle que l'entraînement n'a pas modifié l'implication musculaire des muscles fléchisseurs et gastrocnémiens lors de la marche en simple ou double tâche (Tableau 53). Durant la marche, les gastrocnémiens produisaient en moyenne 8,21 N de plus que les tibiaux. Alors que les muscles tibiaux n'étaient pas sensibles à la tâche de marche, les muscles gastrocnémiens étaient plus sollicités pendant la tâche 2-back que pendant la tâche de marche simple.

Tableau 53 : ANOVA de l'implication musculaire pendant la marche en simple et double tâche

	Sum of Squares	df	Mean Square	F	p
% de l'activité maximale					
<i>entraînement</i>	0,056	1	0,056	1,199	0,305
<i>muscle</i>	0,002	1	0,002	0,039	0,849
<i>tâche</i>	0,014	3	0,005	2,858	0,058
<i>entraînement * muscle</i>	0,026	1	0,026	1,779	0,219
<i>entraînement * tâche</i>	0,007	3	0,002	1,555	0,226
<i>muscle * tâche</i>	0,013	3	0,004	4,035	0,019
<i>entraînement * muscle * tâche</i>	0,004	3	0,001	0,604	0,619
Equivalence en Newton					
<i>entraînement</i>	0,081	1	0,081	3,990e -4	0,985
<i>muscle</i>	2427,336	1	2427,336	27,458	< ,001
<i>tâche</i>	93,933	3	31,311	2,787	0,062
<i>entraînement * muscle</i>	191,332	1	191,332	2,19	0,177
<i>entraînement * tâche</i>	51,592	3	17,197	1,237	0,318
<i>muscle * tâche</i>	86,38	3	28,793	3,015	0,05
<i>entraînement * muscle * tâche</i>	33,506	3	11,169	0,761	0,527

III.4.9.4. Le freinage du centre de masse

Les valeurs de l'indice de freinage selon la tâche en pré et post-entraînement sont exprimées dans le Tableau 54.

Tableau 54 : indice de freinage

	tâche	Indice de freinage
<i>pré-entraînement</i>	marche simple	0,736 ±0,198
	WalkMOT 1	0,673 ±0,232
	WalkMOT 2	0,644 ±0,246
	2-Back	0,637 ±0,218
<i>post-entraînement</i>	marche simple	0,686 ±0,195
	WalkMOT 1	0,665 ±0,224
	WalkMOT 2	0,614 ±0,234
	2-Back	0,628 ±0,256

WalkMOT 1 – 2 : double tâche avec poursuite visuelle d'une ou deux cibles.

Le freinage du centre de masse durant la marche en simple et double tâche n'a pas été affecté par l'entraînement (Tableau 55). Cependant, l'indice de freinage montrait un effet « tâche » lors des paradigmes de double tâche ($F=5.725$, $p=0.002$) (Tableau 55). Le freinage lors de la marche simple était significativement supérieur au freinage lors de la tâche WalkMOT à 2 cibles ($p=0.004$), et de la tâche 2-Back ($p=0,007$) (Tableau 56)

Tableau 55 : ANOVA du freinage en simple et double tâche

	Sum of Squares	df	Mean Square	F	p
<i>Entraînement</i>	0,017	1	0,017	2,541	0,135
<i>Tâche</i>	0,122	3	0,041	5,725	0,002
<i>Entraînement * Tâche</i>	0,008	3	0,003	0,769	0,518

Tableau 56: Comparaison post-hoc de Tukey du freinage du centre masse en simple et double tâche.

		Mean Difference	SE	t	p _{tukey}
<i>contrôle</i>	WalkMOT 1	0,042	0,023	1,856	0,263
	WalkMOT 2	0,081	0,023	3,618	0,004
	2-Back	0,078	0,023	3,475	0,007
<i>WalkMOT 1</i>	WalkMOT 2	0,04	0,023	1,761	0,307
	2-Back	0,036	0,023	1,618	0,38
<i>WalkMOT 2</i>	2-Back	-0,003	0,023	-0,143	0,999

WalkMOT 1 – 2 : double tâche avec poursuite visuelle d'une ou deux cibles.

III.4.9.5. *Les performances de MOT et de 2-Back*

Les pourcentages de bonnes réponses obtenues aux tests MOT et 2-Back en pré et post-entraînement sont présentés dans le Tableau 57.

Tableau 57 : performances aux tâches MOT et 2-back en simple et double tâche

		% de bonnes réponses	
<i>pré-entraînement</i>	WalkMOT 1	ST	100±0
		DT	97,6±8,9
	WalkMOT 2	ST	78,6±20,1
		DT	76,2±24,2
	2-Back	ST	81,9±17,9
		DT	80±16,5
<i>post-entraînement</i>	WalkMOT 1	ST	100±0
		DT	100±0
	WalkMOT 2	ST	86,9±14,9
		DT	81±18,3
	2-Back	ST	83,3±15,3
		DT	80,6±15,7

WalkMOT 1 – 2 : double tâche avec poursuite visuelle d'une ou deux cibles, DT : double tâche ; ST : Simple tâche.

L'ANOVA à trois facteurs (entraînement*tâche*condition ST ou DT) (Tableau 58) montre que les performances à la tâche secondaire des participants n'ont pas été modifiées par l'entraînement par EMS, que ce soit en simple ou double tâche. Le pourcentage de bonne réponse est cependant moins élevé de 18% dans les tâches WalkMOT-2 et 2-Back en comparaison à la tâche WalkMOT-1 (Tableau 59).

Tableau 58: ANOVA des performances cognitives

	Sum of Squares	df	Mean Square	F	p
<i>entraînement</i>	0,036	1	0,036	4,29	0,059
<i>tâche</i>	1,26	2	0,63	11,891	< ,001
<i>ST/DT</i>	0,027	1	0,027	2,398	0,145
<i>entraînement * tâche</i>	0,027	2	0,014	0,633	0,539
<i>entraînement * ST/DT</i>	4,618e -4	1	4,618e -4	0,034	0,857
<i>tâche * ST/DT</i>	0,006	2	0,003	0,357	0,703
<i>entraînement * tâche * ST/DT</i>	0,006	2	0,003	0,521	0,6

Tâche : WalkMOT 1, WalkMOT 2 et 2-BACK ; Entraînement : pré et post-entraînement, ST/DT : Simple et double tâche

Tableau 59: Comparaison post-hoc de Tukey des performances cognitives

		Mean Différence	SE	t	p _{tukey}
<i>WalkMOT 1</i>	WalkMOT 2	0,188	0,043	4,31	< ,001
	2-Back	0,18	0,043	4,13	< ,001
<i>WalkMOT 2</i>	2-Back	-0,008	0,043	-0,18	0,982

III.4.10. L'ACTIMÉTRIE

L'activité moyenne par heure est diminuée de 22% chez les participants ($p < 0,0134$). L'activité durant la journée a également été réduite (-19%) ($p = 0,0295$), contrairement à l'activité moyenne durant la nuit. L'efficacité du sommeil a augmenté de 7,37% après l'entraînement (Tableau 60).

Tableau 60 : Analyse statistique des paramètres d'actimétrie

	Pré-entraînement	Post-entraînement	P	% de différence
<i>Average</i>	167,67 ± 67,60	131,31 ± 37,19	0,0134	-22%
<i>Light Ave.</i>	243,21 ± 102,59	197,09 ± 54,75	0,0295	-19%
<i>Dark Ave</i>	26,4 ± 14,60	21,91 ± 11,06	0,241	NS
<i>Efficacité du sommeil</i>	81,51 ± 10,32	87,52 ± 4,69	0,033	+7,37%

* : $p < 0,05$ avec le test de Wilcoxon

III.5. DISCUSSION

L'objectif de cette troisième partie était d'étudier les effets sur les paramètres liés au risque de chute d'un programme d'entraînement par électrostimulation des muscles mobilisateurs de la cheville.

L'intérêt de cette méthode d'entraînement, en plus d'être peu coûteuse et transportable, est de pouvoir cibler les fibres de types II, particulièrement impliquées dans les mouvements rapides et préférentiellement altérées par l'âge. La revue de la littérature au sujet de l'entraînement par EMS chez les seniors a pu mettre en évidence que ce type d'entraînement était efficace dans la réhabilitation des paramètres neuromusculaires et pouvait efficacement améliorer le diamètre des fibres musculaires de type II (Kern *et al.* 2014b).

Cependant les mécanismes par lesquels ce type d'entraînement peut apporter des bénéfices au contrôle postural ne sont que peu connus. Alors que les personnes plus jeunes ont tendance à stabiliser leur équilibre en contractant les muscles de leur cheville, les personnes âgées ont tendance à privilégier une stratégie de mobilisation de la hanche. La majorité des études ayant utilisé cette méthode d'entraînement a donc décidé d'entraîner les quadriceps et/ou les ischio-jambiers, les muscles les plus utiles à la mobilisation de la hanche et ont pu noter des améliorations significatives. La transition de l'utilisation privilégiée de la stratégie de cheville à la stratégie de hanche est considérée comme entraînant une dégradation du contrôle postural des seniors. Cette transition est en partie liée à un déconditionnement musculaire particulièrement important au niveau des muscles mobilisateurs de la cheville (Maki *et al.* 2000). Nous avons donc choisi une méthode alternative aux entraînements des muscles de la cuisse, en ciblant les fléchisseurs dorsaux et plantaires de la cheville lors de la stimulation, avec pour objectif la réhabilitation d'une stratégie d'équilibre gérée par la mobilisation de la cheville. A ce titre, une seule étude a eu comme objectif le renforcement musculaire par EMS des muscles mobilisateurs de la cheville ; nous nous attacherons donc à comparer ces résultats sur l'équilibration et différents paramètres neuromusculaires, aux nôtres lors de cette discussion (Amiridis *et al.* 2005).

III.5.1. LES PARAMETRES NEUROMUSCULAIRES

Nos résultats montrent que l'entraînement a permis d'augmenter de 23% la masse musculaire des jambes des participants sans changer la composition corporelle du reste du corps. Cette augmentation localisée est logiquement attribuée à l'aspect très spécifique de l'EMS qui ne ciblait que des muscles du membre inférieur. Bien que chez les seniors sains, la masse musculaire après entraînement par EMS n'avait jusqu'alors pas été évaluée, une étude, par Benavent-Caballer *et al.* (2014) a relevé une augmentation de 30% de la surface de section transversale du muscle droit fémoral après un entraînement par EMS de 16 semaines. Ils stimulaient des muscles antérieurs de

la cuisse dont le volume est beaucoup plus important que les muscles stimulés dans notre étude. En augmenter la masse semble plus aisé, cela pourrait donc expliquer le pourcentage d'amélioration supérieur induit par leur programme.

Contrairement à la masse maigre, notre étude n'a pas relevé d'impact de l'EMS sur la masse grasse des participants. La dépense énergétique lors de contraction musculaire induite par électrostimulation n'est pas très élevée, même à des seuils d'intensités maximales. Cette dépense selon les études serait au mieux comparable à une marche relativement lente ($351 \text{ kcal}\cdot\text{h}^{-1}$ et $1.1 \text{ L d'O}_2\cdot\text{min}^{-1}$) (Banerjee *et al.* 2005), et au plus bas à 30% d'une marche lente ($76 \text{ kcal}\cdot\text{h}^{-1}$ et $0.26 \text{ L d'O}_2\cdot\text{min}^{-1}$) (Hsu *et al.* 2011). Cependant, Hsu *et al.*, en se basant sur le quotient respiratoire des participants, suggère que l'EMS peut utiliser en partie les lipides comme source énergétique. Toutefois, cette hypothèse ne s'est pas ressentie dans les résultats de leur étude, où les effets sur la masse grasse étaient également inexistantes (Hsu *et al.* 2011).

Il est admis que l'hypertrophie musculaire entraîne une amélioration de la fonction musculaire (Frontera *et al.* 1988). Dans notre étude, l'augmentation de la masse musculaire de la jambe est en effet associée à des niveaux de force musculaire plus importants.

Les muscles stimulés ont augmenté leur force de 30% pour les fléchisseurs et 9% pour les fléchisseurs dorsaux. Ce déséquilibre dans l'amélioration pourrait venir du plus grand déconditionnement des muscles fléchisseurs plantaires au cours du vieillissement (Simoneau *et al.* 2005) qui laissait à ces muscles une marge de progression plus importante. En effet, chez des hommes de 73.5 ans de moyenne d'âge, suivis sur 12 ans, une perte du couple de force des fléchisseurs plantaires de 30,3% et une perte du moment de force des fléchisseurs dorsaux de 9.5% ont été observées (Winegard *et al.* 1996). On peut donc voir que dans notre étude chez une population d'âge comparable, l'entraînement par EMS a pratiquement réhabilité une perte musculaire équivalente à 12 ans de vieillissement physiologique sur ces deux groupes musculaires et ceci en 3 mois et 36 séances d'entraînement.

Les gains de force musculaire peuvent être liés à des adaptations centrales ou périphériques. Les adaptations centrales concernent les facteurs situés de la création du potentiel d'action à la jonction neuromusculaire, alors que les adaptations périphériques sont liées aux facteurs allant de la jonction à la contraction des fibres musculaires (Edwards *et al.* 1983).

L'hypertrophie musculaire observée chez les participants, est donc considérée comme une adaptation périphérique causée par la stimulation électrique répétée. Cependant, l'entraînement par EMS permet également des adaptations centrales. En effet, lors d'entraînements unilatéraux par EMS, un phénomène d'« effet croisé » a été remarqué. Ainsi, des améliorations du côté

controlatéral ont été précédemment rapportés (Laughman *et al.* 1983). Les mécanismes entraînant ces améliorations ne sont que peu connus, on sait cependant que les effets centraux de l'EMS peuvent être en lien avec la plasticité interhémisphérique ainsi qu'avec une modulation de l'excitabilité spinale (Gueugneau *et al.* 2016). Les muscles stimulés dans notre étude sont principalement innervés par des ramifications de nerfs originaires des nerfs lombaires L4 aux nerfs sacrés S3, une augmentation de leur excitabilité spinale par notre entraînement pourrait donc expliquer l'augmentation de force des muscles du genou qui sont aussi innervés par certaines de ces fibres mais qui n'ont pas été stimulés chez les participants de notre étude.

La possibilité d'une cause liée à une hausse des activités quotidiennement pratiquées semble à exclure étant donné que les participants n'étaient pas plus actifs après l'entraînement d'après les données recueillies par actimétrie. Il était initialement prévu de dissocier les effets centraux des effets périphériques en utilisant la neurostimulation percutanée.

Ce test permet l'évaluation du niveau d'activation volontaire et consiste à appliquer des impulsions électriques, d'une durée de 1 ms sur le nerf tibial postérieur (au niveau du creux poplité) et d'enregistrer les réponses des muscles fléchisseurs plantaires. Durant une contraction volontaire isométrique maximale du muscle, la force supplémentaire induite par la stimulation électrique surimposée permet de calculer le niveau d'activation. Plus la différence entre la force volontairement produite et la force surimposée est grande, plus le niveau d'activation volontaire du muscle est faible. Cependant cet examen a été retiré du protocole en raison d'un avis du comité d'éthique qui était défavorable à son utilisation. Une autre possibilité aurait été l'étude pré et post-entraînement du niveau d'activité musculaire, par la mesure de l'amplitude du signal EMG. Toutefois, ce test nécessite de s'assurer de la position exactement identique des électrodes pour les différents tests et surtout une mesure de l'impédance inter-électrode qui doit également être la même entre les situations de tests-retests. Ce type de mesure, est possible, mais en raison du temps qu'il requiert et des contraintes méthodologiques, il ne semblait pas adapté à notre étude qui sollicitait déjà les participants pour de nombreux tests. Nous ne pouvons donc pas exclure le fait que le gain de force soit lié à une adaptation centrale. Néanmoins, l'amélioration de la fonction musculaire peut être attribuée à une adaptation périphérique en raison de l'augmentation de la masse musculaire.

III.5.2. L'EQUILIBRE

La seule étude qui a utilisé le renforcement musculaire par EMS de muscles mobilisateurs de la cheville a entraîné uniquement les muscles fléchisseurs dorsaux et a aussi relevé des améliorations des performances musculaires. Cette étude a aussi noté des améliorations du contrôle postural, notamment une réduction de la stratégie de hanche à la faveur d'une réhabilitation de la stratégie de cheville. Cibler le renforcement musculaire des mobilisateurs de la cheville paraît donc particulièrement intéressant du fait qu'il permet la réhabilitation d'une stratégie posturale fortement altérée par le vieillissement. La stratégie d'équilibration reposant sur les chevilles est principalement utilisée lors de la station debout pour un contrôle postural plus fin et des déplacements du centre de masse relativement faibles (Kuo 1995). Le renforcement musculaire des muscles mobilisateurs des chevilles de nos participants améliore leurs performances d'équilibre évaluées sur plateforme de force.

III.5.2.1. *La posturographie*

Cette étude est la première à évaluer l'impact d'un programme d'entraînement par électrostimulation sur les limites de stabilité. Précédemment, une étude chez des personnes de plus de 65 ans a comparé les effets sur les limites antérieures de stabilité de l'entraînement par résistance des muscles mobilisateurs de la hanche, du genou et de la cheville, en comparaison à un exercice d'entraînement ciblant l'équilibre (Joshua 2014). Il apparaît que l'exercice améliorant le plus les limites de stabilité est l'exercice de résistance. Cibler l'augmentation musculaire des membres inférieurs lors des programmes d'entraînement visant à améliorer l'équilibre semble donc être pertinent. Les muscles gastrocnémiens sont particulièrement impliqués dans les balancements du corps vers l'avant (Melzer *et al.* 2008). Nos résultats montrent que la force des muscles gastrocnémiens est celle qui a connu la plus grande augmentation de force (+30%), cela semble donc expliquer l'amélioration de 20% des limites de stabilité dans l'espace antérieur. L'absence d'amélioration dans la direction postérieure pourrait alors être liée à la moindre augmentation de la force des muscles tibiaux (+9%). L'absence d'effets dans l'axe médio latéral confirme également que l'amélioration des performances à ce test sont bien liées à l'augmentation des variations de la force des muscles mobilisateurs de la cheville. Sachant qu'une majorité des chutes (60%) arrivent vers l'avant, cette amélioration de la stabilité dans cette direction est encourageante et pourrait souligner l'intérêt de la réhabilitation des fléchisseurs plantaires dans les programmes de prévention des chutes.

Par ailleurs, il a été mis en évidence que la surface totale des limites de stabilité est associée au risque de chute chez les personnes de plus de 60 ans (Ghulyan & Paolino 2005). Ces auteurs ont établi un seuil de surface de limites de stabilité de 20 000m² au-dessous duquel les personnes de plus 60 ans

sont considérées comme à risque important de chute. Bien que la surface totale n'ait pas significativement augmenté dans notre étude, 64% des participants étaient en dessous de cette « surface limite » avant l'entraînement alors que seules 43% l'étaient après l'entraînement par EMS.

Dans notre étude, lors de l'évaluation de l'équilibre en condition statique, l'écart type du déplacement du CdP traduisant une moindre variabilité de la position du CdP, s'est retrouvé réduit. Les participants étaient donc plus stables au cours de ce test. La seule étude ayant utilisé l'entraînement par EMS sur les mobilisateurs des chevilles chez les seniors n'avait pas observé d'effet de l'entraînement sur les paramètres posturographiques en condition statique (écart type, amplitude max) (Amiridis *et al.* 2005). Cette différence pourrait venir du fait que l'étude d'Amiridis *et al.* ne ciblait que les muscles fléchisseurs dorsaux lors de leur entraînement, contrairement à notre étude qui a aussi entraîné les fléchisseurs plantaires. Cette différence explicative avec Amiridis se trouve renforcée par le fait que c'est le muscle pour lequel nous avons observé les gains les plus importants.

Amiridis *et al.* ont également évalué les effets de l'entraînement des fléchisseurs dorsaux sur des paramètres d'équilibre statique particuliers, ils ont noté une amélioration significative de l'équilibre lorsque la position des pieds rendait la stabilité posturale plus complexe (sur une jambe, ou avec un pied devant l'autre) (Amiridis *et al.* 2005). Il semblerait donc que c'est sur des tâches d'équilibre plus complexes que la force des fléchisseurs dorsaux devient discriminante. Les fléchisseurs dorsaux et plantaires des participants ayant été entraînés dans notre étude, il est difficile d'établir précisément l'amélioration de quel muscle est responsable des résultats que nous observons.

Deux autres études ont testé l'équilibre des personnes âgées suite à un entraînement en EMS (Paillard, Lafont, & Dupui 2005; Benavent-Caballer *et al.* 2014) ; cependant l'entraînement par EMS des muscles quadriceps ne semble pas améliorer les performances d'équilibre en condition statique (Paillard, Lafont, & Dupui 2005), probablement parce que la posture statique implique principalement les muscles de la cheville (Kuo 1995).

La quantité d'activité musculaire (exprimée en % de l'activité électrique maximale) et la force impliquées dans le contrôle postural en condition statique n'ont pas été modifiées par l'entraînement. Cependant, l'équilibre statique s'est amélioré. Cela pourrait indiquer que la force musculaire des participants n'était pas le facteur limitant lors de cette tâche. Afin d'évaluer l'implication de la vitesse de contraction musculaire, paramètre largement impliqué dans le contrôle postural (Skelton & Beyer 2003), des évaluations complémentaires des capacités d'équilibration ont été conduites.

C'est dans l'objectif d'évaluation de ce lien entre la vitesse de contraction musculaire et l'équilibration que les tests d'équilibre dynamique sur plateformes translationnelles ont été utilisés. En comparaison à l'équilibre statique, l'équilibre dynamique requiert des stratégies de contrôle de la posture plus complexe où il ne suffit pas de maintenir le centre pression dans le polygone de sustentation. La condition dynamique RAMP a été développée spécialement pour étudier les réponses posturales rapides (Venera Ghulyan *et al.* 2005). Nos résultats indiquent que l'énergie cinétique qui augmente d'autant plus que la personne est déséquilibrée, a été réduite chez les participants. La force impliquée dans cette rééquilibration, extrapolée du signal EMG, n'est pas plus importante après l'entraînement par EMS. Il est donc fortement probable que ce soit une augmentation de la vitesse de contraction musculaire qui est responsable de l'amélioration de la rapidité de ces réponses posturales. L'entraînement par EMS aurait efficacement réhabilité les fibres de type II chez les participants. C'est donc surtout l'amélioration de la vitesse de contraction qui est nécessaire aux seniors sains pour améliorer leur équilibre en situation dynamique.

On peut donc confirmer que c'est surtout d'une amélioration de vitesse de contraction qu'ont besoin les seniors pour améliorer leur équilibre.

Par ailleurs, il est important de noter que les participants entraînés utilisaient un pourcentage de leur activité musculaire maximale diminuée suite au programme de renforcement musculaire. L'entraînement par EMS aurait permis donc de rendre cette tâche dynamique plus économique en terme de coût musculaire et peut-être de laisser une « réserve posturale » disponible en cas de déséquilibre plus prononcé ou de chute.

Le gain lors de perturbations sinusoïdales correspond au rapport de l'amplitude du déplacement antéropostérieur (AP) du CdP par rapport à l'amplitude du déplacement en AP de la plateforme. Un gain élevé signifie donc que la personne a laissé son CdP se faire entraîner relativement loin lors de la sinusoïde. Cet indicateur est considéré comme très sensible au risque de chute cependant l'entraînement n'a pas affecté ce paramètre. Ceci pourrait être expliqué par le fait que le gain de tous les participants avant l'entraînement (moyenne : 1,05) étant largement en dessous des seuils de risque définis par la littérature (seuil=1,96 pour le gain YF en AP) (Ghulyan *et al.* 2005). Ce comportement efficace lors du déséquilibre sinusoïdal observé en pré-test chez nos participants ne laissait donc que peu de possibilité d'amélioration.

En revanche, les participants ont amélioré leurs performances en augmentant leur déphasage par rapport au mouvement de la plateforme. Un plus grand déphasage indique que le participant met efficacement et rapidement en jeu une stratégie de résistance à la perturbation. Plus le déphasage est élevé, plus la stratégie d'équilibration est considérée comme efficace. De la même manière que pour l'énergie cinétique, cela valide l'hypothèse selon laquelle c'est l'augmentation de la vitesse de

contraction musculaire des participants qui a permis cette amélioration. Le programme d'entraînement que nous avons mis en place a donc efficacement réduit l'instabilité induite par des perturbations chez des personnes âgées et amélioré les performances posturales lors de translations ou autres perturbations de l'équilibre. Il permettrait de réduire efficacement le risque de chute (Mansfield *et al.* 2015).

III.5.2.2. *La verticale subjective*

L'évaluation de la perception visuelle subjective de la verticale (VVS) est le reflet du fonctionnement otolithique de l'oreille interne et de son implication dans l'équilibre. Cette évaluation met en jeu les systèmes visuels, proprioceptifs et vestibulaires. Ces trois systèmes sont les systèmes sensoriels mis en jeu par le contrôle postural. Les participants étaient tous en dessous du seuil pathologique à cet examen ($<2,5^\circ$) (Böhmer & Rickenmann 1995). L'absence d'effets de l'entraînement par EMS relevée dans notre étude permet conforter le fait que les améliorations d'équilibre que nous avons observées lors des analyses posturographiques sont principalement liées au système musculaire, et surtout à l'augmentation de la force des muscles mobilisateurs de la cheville.

Aucun effet de l'électrostimulation sur la VVS ou sur un de ces systèmes perceptifs n'a été précédemment rapporté à notre connaissance. Cette absence d'effets semble en effet normale, car l'entraînement par EMS n'implique la mise en jeu d'aucun de ces systèmes, cette méthode d'entraînement se pratiquant de manière quasi-immobile.

III.5.2.3. *La confiance en son équilibre*

L'échelle de confiance en son équilibre (ABCs) informe sur la confiance qu'a le participant en son équilibre dans des situations allant d'une marche simple à des situations plus complexes comme passer au-dessus d'une rampe ou prendre un escalier roulant. Cependant, aucun des items de l'ABCs n'évalue la confiance qu'a une personne en son équilibre hors de situations impliquant un déplacement. Ceci peut donc expliquer que les améliorations de l'équilibre observées ici ne se répercutent pas sur le score de confiance. Nos résultats sont en accord avec de précédentes recherches ayant montré que l'augmentation de la confiance en son équilibre n'était pas liée à des améliorations spécifiques de la marche, de l'équilibre, ou de l'activité physique, mais seulement à des améliorations de la condition physique générale (Liu-Ambrose *et al.* 2004). Afin d'améliorer la confiance en son équilibre, les programmes d'entraînement ne devraient donc pas être spécifiques à un groupe musculaire mais devraient plutôt s'intéresser aux aspects multifactoriels de la chute et également à l'aspect psychologique de la peur de tomber.

Il a également été montré que la confiance en son équilibre n'est pas toujours liée au risque de chute. Ce lien chute-confiance pourrait s'observer uniquement chez les personnes sujettes à des troubles de l'équilibre ou de la marche (Allali *et al.* 2017), ce qui ne semble pas être le cas de notre population compte-tenu du bilan initial enregistré lors des pré-tests.

De plus l'ABCs semble être surtout lié aux performances de marche plutôt qu'à celle d'équilibration (Reelick *et al.* 2009).

III.5.3. LA MARCHE EN SIMPLE ET DOUBLE TACHE

Alors que les performances d'équilibre dans la station debout dépendent surtout de la mobilisation de la cheville, lors de la marche d'autres groupes musculaires sont mobilisés, notamment les muscles mobilisateurs de la hanche (Kuo 1995). Ceci explique en partie l'absence d'amélioration des paramètres spatiotemporels de marche dans notre étude, que ce soit au niveau de la marche normale, de la marche en double tâche ou du freinage du centre masse. Aucune différence d'activité musculaire au niveau de la mesure EMG des fléchisseurs plantaires et dorsaux n'a été observée. Il est cependant probable que l'entraînement ait induit une puissance supérieure mobilisée au cours de la marche par les muscles de la cheville, cette puissance serait principalement liée à l'augmentation de la vitesse de contraction et pourrait expliquer que les participants aient moins mobilisé l'articulation de la hanche après l'entraînement.

Une étude a noté que chez des séniors sains c'est surtout l'augmentation de la force d'extension de la hanche qui est liée à l'augmentation de la vitesse de marche (Parvataneni *et al.* 2007) et pas les muscles mobilisateurs de la cheville. Cela est confirmé par les études chez les seniors qui ont entraîné par EMS des groupes musculaires impliqués dans la mobilisation de la hanche et qui ont donc noté des améliorations de la vitesse de marche post-entraînement (Kern *et al.* 2014a; Benavent-Caballer *et al.* 2014).

Une étude de Buchner *et al.* (1996) révèle que la relation entre vitesse de marche et force de la jambe n'est pas linéaire (Figure 47). Ainsi, au-dessus d'un certain seuil de force des extenseurs du genou, augmenter cette force n'aurait pas d'effet sur les paramètres de la marche des seniors. Il est possible que cela explique aussi en partie l'absence d'effet de notre programme de renforcement musculaire sur les paramètres d'évaluation de la marche.

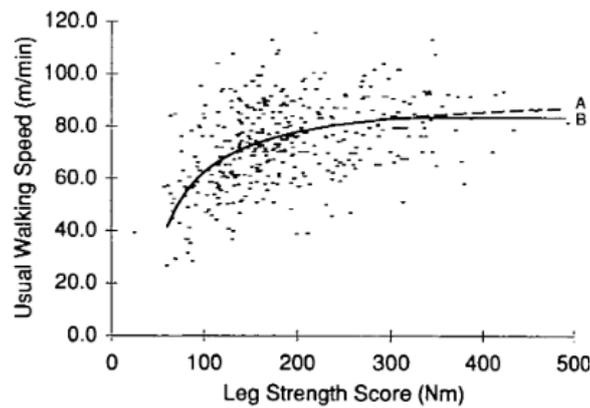


Figure 47 : relation non linéaire de la vitesse de marche avec la force de la jambe (David M. Buchner et al. 1996)

Il est aussi possible que les participants n'aient pas encore intégré les améliorations neuromusculaires induites par l'entraînement pour les restituer durant la marche. Des évaluations en post-tests avec un temps plus espacé de la dernière séance auraient pu tester cette hypothèse.

De plus l'entraînement par EMS a été effectué lors de contractions musculaires isométriques, les paramètres musculaires pourraient donc être plus particulièrement améliorés dans modes d'actions correspondant à celles de l'entraînement. Lors des évaluations posturographiques, les muscles étaient sollicités avec des amplitudes réduites, les conditions pouvaient donc paraître assez proches de celles de l'entraînement. En revanche, durant la marche, la posture était largement plus dynamique et impliquait de larges mouvements articulaires. Ceci pourrait constituer une explication quant au fait que nous observons des améliorations en posturographie mais pas lors des tests de marche. Cette hypothèse semble être confirmée par une récente étude de notre laboratoire. Les critères d'inclusions et les fonctions testées sont identiques, en revanche l'entraînement est différent car il s'agit d'un programme traditionnel composé d'exercices comprenant des mouvements dynamiques, et mettant en jeu plus de groupes musculaires. Les résultats de cette étude sont globalement opposés aux nôtres puisqu'ils révèlent une réduction de la variabilité du pas lors de la double tâche, mais aucune amélioration des paramètres posturographiques statiques et dynamiques.

Un renforcement musculaire spécifique aux muscles mobilisateurs de la cheville semble donc particulièrement adapté pour réhabiliter les mouvements fins liés à la posture en station debout, aussi bien en situation statique que dynamique, alors que des programmes d'activité physique multimodaux traditionnels permettent plutôt une amélioration plus globale dont les effets peuvent être intégrés lors du contrôle postural au cours de la marche. Un programme d'entraînement pour réhabiliter le contrôle postural des seniors en vue de réduire le risque de chute devrait donc s'attacher à utiliser ces deux types d'entraînement qui sont complémentaires.

III.5.3.1. *La double tâche*

L'entraînement n'a pas eu d'effet sur les performances aux tâches primaires et secondaires, que ce soit en simple ou en double tâche. De plus, le passage en double tâche n'augmentait pas la variabilité de la marche de nos participants. Hors, on sait que la double tâche affecte particulièrement la variabilité chez les sujets chuteurs (Springer *et al.* 2006). La population incluse à cette étude ne semble pas être particulièrement « à risque » de chute, lorsqu'on s'intéresse à leur paramètre de marche.

En effet, les performances à la tâche MOT obtenues sont en accord avec ce qui est attendu comme résultat pour des personnes saines, sans troubles cognitifs ou de marche particulier de cette tranche d'âge. L'étude publiant les premiers résultats de cette tâche MOT relevait des pourcentages d'identification correcte de 93,6% chez des participants de 63,9 ans d'âge moyen et de 65,4% chez des participants de 80 ; 8 ans. Dans notre étude, les participants ayant un âge intermédiaire entre ces deux populations (73,36 ans), ont des performances qui se trouvent à mi-chemin entre les deux populations de l'étude (78,6% d'identification correcte).

Que ce soit pour le pourcentage de bonnes réponses en ST et DT, ou pour les paramètres de marche en DT (vitesse, variabilité du pas et freinage), les tâches WalkMOT et 2-Back induisent des valeurs identiques. Cette étude permet donc, en comparant la tâche WalkMOT à une tâche classiquement utilisée (2-Back) de montrer qu'elle est tout aussi efficace et sensible. Les deux tâches faisant intervenir des fonctions cognitives différentes (2- Back : mise à jour, WalkMOT : poursuite visuelle d'objets) il serait intéressant de voir laquelle est la plus discriminante dans une population de chuteurs. L'aspect plus écologique de la tâche WalkMOT pourrait permettre d'apporter des résultats plus pertinents.

L'absence d'effet sur la cognition et sur la marche pourrait aussi expliquer l'absence d'effet de l'EMS sur la stabilité posturale lors du passage d'obstacle. En effet, le passage d'obstacle surtout lié aux performances exécutives (Di Fabio *et al.* 2005) et à la mobilisation de la hanche (T.-W. Lu *et al.* 2006), sont deux fonctions que l'entraînement n'a pas amélioré.

III.5.3.2. *Le freinage du centre de masse*

Bien que cette étude n'ait pas apporté de modification du freinage au cours de la marche, elle est la première à tester les effets de différentes situations de marche en double tâche sur cet indice. En effet, le freinage semble s'altérer en fonction de la charge cognitive. Alors que la vitesse de marche est réduite dès le passage d'une marche simple tâche à la double tâche WalkMOT-1 cible, c'est lorsque la charge cognitive devient plus élevée, avec la tâche WalkMOT-2 et 2-Back que les capacités de freinage se retrouvent réduites. Ceci semble confirmer les premiers résultats qui montraient que l'indice de freinage était un paramètre indépendant des paramètres spatiaux temporels de la marche mais ceci montre également que le freinage est vraisemblablement un paramètre central, corrélé à la cognition. Sa diminution lors de la double tâche indique que le freinage met en jeu des réseaux qui sont impliqués dans l'attention soutenue nécessaire à la réalisation des tâches WalkMOT-2 et 2- Back.

L'indice de freinage en marche spontanée chez les participants montre également des résultats très proches de ceux observés chez des jeunes adultes et décrits dans la partie II de ce manuscrit ($26,86 \pm 5,49$ ans) (68% chez nos participants, et 69% pour ceux de la partie II). Le freinage pourrait être un indice particulièrement sensible aux troubles de l'équilibre, le freinage de patients Parkinsonien ayant été évalué à 25,5% pour les patients traités, et 12,9% chez les patients non traités (Chastan *et al.* 2009). Cependant ces résultats sont difficilement comparables, la méthode d'analyse de la marche des Parkinsoniens ayant utilisé l'évaluation sur plateforme de force qui comme nous l'avons montré est responsable d'une sous-estimation importante de l'indice de freinage (Partie II).

III.5.4. L'ACTIMETRIE

Au même titre qu'un entraînement traditionnel, l'entraînement par EMS semble avoir fatigué les participants puisque nous observons une diminution de l'activité diurne quantifiée par actimétrie. Cela semble en accord avec une étude récente qui montre que l'entraînement par résistance n'augmente pas l'activité des seniors et pourrait même diminuer le nombre de moments de la journée où l'activité est la plus intense (Laussen *et al.* 2015). Augmenter les paramètres neuromusculaires des participants ne semble pas être une raison suffisante pour rendre les seniors plus actifs. L'augmentation du sentiment d'auto-efficacité serait aussi importante pour espérer voir l'activité des seniors augmenter (McAuley *et al.* 2006), or l'auto-efficacité n'a pas été améliorée par l'entraînement comme le montre le score obtenu au questionnaire du bien-être psychologique. L'activité physique durant la journée permet de réduire efficacement la latence d'endormissement et pourrait améliorer le sommeil en termes de qualité et de quantité et renforcerait le cycle veille/sommeil au travers de l'alternance activité/repos (Montgomery & Dennis 2004; Tworoger *et al.* 2003). Cependant les mécanismes conduisant à cette amélioration du sommeil ne sont que peu

connus. Il a récemment été rapporté que l'EMS pouvait induire une certaine fatigue neuromusculaire (Gueugneau *et al.* 2016).

La fatigue qui pourrait avoir été induite par notre entraînement semble pouvoir expliquer partiellement l'augmentation de l'efficacité du sommeil observée. De plus, il a été montré que la concentration d'IGF (insulin-like growth factor) plasmatique chez les personnes âgées est positivement liée ($r=.53$, $p<0,003$) à l'activité des ondes Delta durant le sommeil, ces ondes étant représentatives du sommeil profond (Prinz *et al.* 1995). Et il a été rapporté que l'entraînement par EMS pouvait être responsable d'une augmentation de la production d'IGF (Kern *et al.* 2014). Bien qu'à notre connaissance l'étude du lien EMS-sommeil soit totalement novateur, l'amélioration du sommeil après ce type d'entraînement semble pouvoir trouver des explications au niveau fonctionnel et moléculaire. Lors de l'entraînement physique chez les séniors, l'IGF induit la prolifération des cellules musculaires, et est donc également responsable de l'augmentation de la masse musculaire par hypertrophie observée dans cette étude (Adamo & Farrar 2006).

III.5.5. LA QUALITE DE VIE

L'auto perception de son état de santé est associé à la chute, et même à sa récurrence (Deandrea *et al.* 2010). Le questionnaire d'auto perception de sa santé, élaboré récemment et en cours de validation (Bigot *et al.* 2016 *soumis*); a permis de mettre en avant les effets positifs de l'entraînement par électrostimulation sur la perception de l'état de sa condition physique. Le questionnaire SF-36, déjà fréquemment utilisé chez les seniors, révèle qu'après l'entraînement les participants avaient une sensation de vitalité plus grande. Ces améliorations sont encourageantes et montrent que les effets apportés par le programme d'entraînement sont assez importants pour que les participants les ressentent. Améliorer la perception de sa santé pourrait être liés à des réductions du risque de chute. Cependant, on s'aperçoit que les améliorations sont spécifiques à la condition physique. Les aspects de l'état de santé liés au moral, à la douleur, à la fatigue n'ont pas été améliorés. Cela semble venir de l'aspect très spécifique du programme qui ciblait que deux groupes musculaires liés à la mobilisation des chevilles.

III.5.6. LIMITES ET PERSPECTIVES

Cette dernière étude a permis de mettre en évidence l'intérêt de l'entraînement par EMS des mobilisateurs de la cheville chez des seniors sans trouble apparent de la cognition ou de la mobilité. L'entraînement de 12 semaines a permis de réhabiliter efficacement la force musculaire ainsi que l'équilibre statique et dynamique. Cependant, lors de la marche, aucune amélioration n'a été détectée. Il semblerait que pour améliorer la locomotion un entraînement plus dynamique, plus

global et moins analytique soit nécessaire. La force des mobilisateurs des chevilles de nos participants ne semblait pas être un facteur limitant de leur capacité de locomotion.

L'entraînement par EMS des fléchisseurs plantaires et dorsaux de la cheville pourrait être également intéressant au niveau thérapeutique chez des personnes dont les muscles ont subi un déconditionnement avancé, que ce soit lié au vieillissement, à la sédentarité ou à une longue immobilisation. Surtout qu'aucun traitement thérapeutique n'a pu apporter d'effets aussi important que le renforcement musculaire sur la sarcopénie (Rolland & Vellas 2009).

Bien que l'entraînement par électrostimulation permette de pallier à certaines limites de l'exercice physique traditionnel, il apporte des bénéfices ciblés importants mais moins globaux que les entraînements traditionnels. Du fait du mode d'action requis par cet entraînement, la mobilisation d'autres muscles ainsi que des systèmes vestibulaires et proprioceptifs est impossible. Ces systèmes ne se retrouvent donc pas stimulés et pourraient même subir un certain déclin si les personnes remplacent l'activité physique par l'EMS. L'absence de contact social, ainsi que la faible réquisition des systèmes cardiorespiratoires ne permettent également pas à cet entraînement d'impacter positivement les fonctions cognitives.

Afin d'engendrer les meilleurs bénéfices pour les seniors, il conviendrait donc de combiner ce type d'entraînement (qui apporte des bénéfices certains sur la force et l'équilibre) à des entraînements plus complets faisant intervenir les filières aérobies, des mouvements dynamiques et les fonctions cognitives (DT par exemple). Ce type de programme mixte qui associerait les bénéfices issus de ces deux types de programmes permettrait certainement d'obtenir des réductions optimales du risque de chute et de la gravité de celle-ci.

*Discussion et conclusion
générales*

Ce travail de thèse a été réalisé au sein du laboratoire UMR-S 1075 INSERM/Unicaen COMETE « Mobilités : Attention, Orientation, Chronobiologie » et s'intègre naturellement pleinement dans ces thématiques. Ces dernières font intervenir (Figure 48) :

- **les mécanismes** de contrôle et de régulation de la mobilité avec notamment le contrôle postural, mais également la cognition et le sommeil.
- **le dépistage** et le diagnostic avec l'étude des facteurs permettant de détecter les personnes à risque de trouble de la mobilité.
- **la prévention** et l'optimisation thérapeutique au travers de la réhabilitation par les activités physiques adaptées

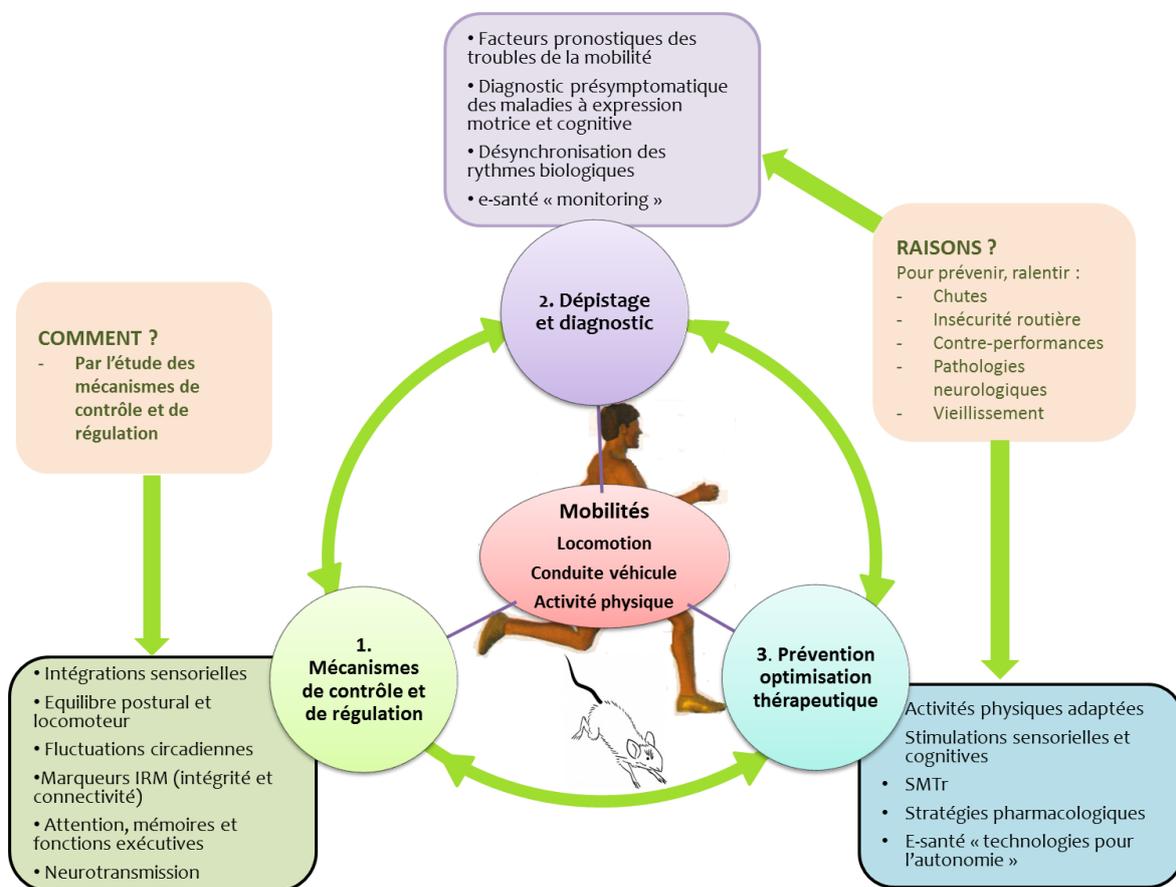


Figure 48 : Mobilités étudiées et raisonnements appliqués pour les comprendre

Le risque d'accident de la mobilité, dont la chute, apparaît comme étant au cœur des thématiques du laboratoire. Ce travail de thèse participe donc de manière transversale à tous ces projets de l'unité en proposant (i) une amélioration des approches de diagnostic du risque de chute et de sa gravité, (ii) une meilleure évaluation des mécanismes du contrôle postural, et (iii) un outil de réhabilitation efficace ayant une visée préventive du risque de chute.

Le but de la partie I était d'apporter des outils permettant une meilleure détection des personnes à risque de chute ou de fracture à travers l'identification de facteurs responsables d'un déclin du contrôle postural en s'attachant particulièrement à développer et utiliser des outils d'évaluation les plus écologiques possibles. Nous avons pu établir lors d'une première étude que les personnes âgées consommant cinq médicaments et plus par jour présentent un risque accru des troubles de la cognition et de la mobilité. Dans une deuxième étude, il a été montré que la discrimination entre les chuteurs fracturés et non fracturés est potentiellement possible en évaluant leur stabilité posturale à la suite de l'enjambement d'obstacles. Enfin, dans une troisième étude nous avons évalué les liens entre cognition et marche au travers d'un paradigme de double tâche innovant (WalkMOT), et nous avons mis en évidence un manque de réduction de la vitesse de marche des chuteurs fracturés lors de situations de double tâche possiblement responsable de la gravité de leur chute. Globalement, il semble que l'impact des programmes de prévention de la chute serait nettement amélioré si les programmes permettaient de cibler précisément les paramètres déficitaires et responsables du risque. Cette première partie a permis de mettre en évidence des tests qu'il serait utile de développer et d'utiliser dans la détection du risque de chute, que ce soit la stabilisation post-obstacle, ou la double tâche WalkMOT.

Dans la partie II nous avons testé l'efficacité d'une nouvelle méthode d'évaluation du contrôle postural au cours de la marche. Nous avons évalué pour la première fois le freinage du centre de masse, paramètre corrélé à la qualité de l'équilibre, avec une technique d'analyse cinématique.

Nous avons mis en évidence que la technique habituellement utilisée, l'analyse de la cinétique sur plateforme de force, présentait une plus grande variabilité et pouvait conduire à une sous-estimation de l'indice de freinage, en comparaison à cette nouvelle méthode d'analyse.

Améliorer les techniques d'évaluation du contrôle postural au cours de la marche pourrait permettre d'étudier les mécanismes responsables de la chute des seniors. Les études ayant utilisé les techniques d'analyse cinématique de la marche chez les chuteurs ne sont pas isolées, cependant aucune n'a utilisé l'indice de freinage du centre de masse. Un nouveau traitement de ces données permettrait probablement d'apporter de nouvelles explications aux déficits de contrôle postural amenant à la chute.

Les aspects diagnostics développés dans la partie I et les aspects méthodologiques développés dans les parties II, ont finalement été appliqués au cas de la réhabilitation dans la partie III. Nous avons testé l'efficacité d'un programme d'entraînement par électrostimulation des muscles mobilisateurs de la cheville, sur les paramètres identifiés comme étant liés à la chute ou à sa gravité. Pour répondre

à cet objectif nous avons utilisé les techniques d'évaluation développées dans les premières parties de ce manuscrit. L'entraînement par EMS a efficacement réhabilité la force musculaire des seniors entraînés, et semble également avoir permis d'augmenter la vitesse de contraction des muscles mobilisateurs de la cheville probablement grâce à une amélioration de l'efficacité des fibres musculaires de type II. Bien que la stimulation musculaire d'autres muscles semble nécessaire afin d'améliorer la marche, le programme d'entraînement a permis de réhabilité efficacement les performances d'équilibre statique et les performances d'équilibre dynamique lors d'applications de perturbations. Ce type d'entraînement pourrait donc présenter un intérêt particulier dans des populations où le déconditionnement neuromusculaire des chevilles est important.

La prescription d'activités physiques par les médecins est une pratique qui commence à apparaître en France. En effet, une loi a récemment été adoptée qui reconnaît que « *Dans le cadre du parcours de soins des patients atteints d'une Affection de Longue Durée (ALD), le médecin traitant peut prescrire une activité physique adaptée à la pathologie, aux capacités physiques et au risque médical du patient* » (loi n° 2016-41 du 26 janvier 2016). Cependant, afin de faire de l'activité physique une alternative à la prescription médicamenteuse, dont les conséquences néfastes sur la mobilité, la cognition et le risque de chute sont fréquemment rapportées, il est nécessaire de quantifier les bénéfices qui lui sont associés. La partie III de ce travail de thèse s'inscrit dans ce contexte socio-législatif. Cependant afin de valider l'efficacité thérapeutique de l'activité physique, il est nécessaire que de futures études s'attachent à apporter la preuve de son efficacité, et à comparer ses effets aux traitements habituellement prescrits.

Références bibliographiques

A

-
- ADAMO, M.L. & R.P. FARRAR. 2006. Resistance training, and IGF involvement in the maintenance of muscle mass during the aging process *Ageing Research Reviews* 5: 310–31.
- AGMON, M., T. SHOCHAT. & R. KIZONY. 2016. Sleep quality is associated with walking under dual-task, but not single-task performance *Gait & Posture*.
<http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0966636216300959>.
- AGOSTINI, J.V., L. HAN. & M.E. TINETTI. 2004a. The relationship between number of medications and weight loss or impaired balance in older adults *Journal of the American Geriatrics Society* 52: 1719–23.
- ALLALI, G., F. ASSAL., R.W. KRESSIG., V. DUBOST., F.R. HERRMANN. & O. BEAUCHET. 2008. Impact of Impaired Executive Function on Gait Stability *Dementia and Geriatric Cognitive Disorders* 26: 364–69.
- ALLALI, G., E.I. AYERS., R. HOLTZER. & J. VERGHESE. 2017. The role of postural instability/gait difficulty and fear of falling in predicting falls in non-demented older adults *Archives of Gerontology and Geriatrics* 69: 15–20.
- AL-YAHYA, E., H. DAWES., L. SMITH., A. DENNIS., K. HOWELLS. & J. COCKBURN. 2011. Cognitive motor interference while walking: A systematic review and meta-analysis *Neuroscience & Biobehavioral Reviews* 35: 715–28.
- AMBROSE, A.F., G. PAUL. & J.M. HAUSDORFF. 2013. Risk factors for falls among older adults: a review of the literature *Maturitas* 75: 51–61.
- AMIRIDIS, I., F. ARABATZI., P. VIOLARIS., E. STAVROPOULOS. & V. HATZITAKI. 2005. Static balance improvement in elderly after dorsiflexors electrostimulation training *European journal of applied physiology* 94: 424–33.
- ANCOLI-ISRAEL, S., R. COLE., C. ALESSI., M. CHAMBERS., W. MOORCROFT. & C.P. POLLAK. 2003. The role of actigraphy in the study of sleep and circadian rhythms *Sleep* 26: 342–92.
- ASHLEY, M.J., C.I. GRYFE. & A. AMIES. 1977. A longitudinal study of falls in an elderly population II. Some circumstances of falling *Age and Ageing* 6: 211–20.
- ATKINSON, H.H., C. ROSANO., E.M. SIMONSICK., J.D. WILLIAMSON., C. DAVIS., W.T. AMBROSIUS., S.R. RAPP., M. CESARI., A.B. NEWMAN., T.B. HARRIS., S.M. RUBIN., K. YAFFE., S. SATTERFIELD., S.B. KRITCHEVSKY. & HEALTH ABC STUDY 2007. Cognitive function, gait speed decline, and comorbidities: the health, aging and body composition study *The Journals of Gerontology. Series A, Biological Sciences and Medical Sciences* 62: 844–50.
- AUVINET, B., G. BERRUT., C. TOUZARD., L. MOUTEL., N. COLLET., D. CHALEIL. & E. BARREY. 2002. Chute de la personne âgée: de la nécessité d'un travail en réseau *Rev Med Ass Maladie* 33: 183–191.

B

-
- BALOH, R.W., S. CORONA., K.M. JACOBSON., J.A. ENRIETTO. & T. BELL. 1998. A Prospective Study of Posturography in Normal Older People *Journal of the American Geriatrics Society* 46: 438–43.
- BALOH, R.W., T.D. FIFE., L. ZWERLING., T. SOCOTCH., K. JACOBSON., T. BELL. & K. BEYKIRCH. 1994. Comparison of static and dynamic posturography in young and older normal people *Journal of the American Geriatrics Society* 42: 405–12.
- BALOH, R.W., K.M. JACOBSON. & T.M. SOCOTCH. 1993. The effect of aging on visual-vestibuloocular responses *Experimental Brain Research* 95: 509–16.
- BALOH, R.W., S.H. YING. & K.M. JACOBSON. 2003. A longitudinal study of gait and balance dysfunction in normal older people *Archives of Neurology* 60: 835–39.

- BANERJEE, P., A. CLARK., K. WITTE., L. CROWE. & B. CAULFIELD. 2005. Electrical stimulation of unloaded muscles causes cardiovascular exercise by increasing oxygen demand *European Journal of Cardiovascular Prevention and Rehabilitation: Official Journal of the European Society of Cardiology, Working Groups on Epidemiology & Prevention and Cardiac Rehabilitation and Exercise Physiology* 12: 503–8.
- BARON, J.A., M. KARAGAS., J. BARRETT., W. KNIFFIN., D. MALENKA., M. MAYOR. & R.B. KELLER. 1996. Basic epidemiology of fractures of the upper and lower limb among Americans over 65 years of age *Epidemiology (Cambridge, Mass.)* 7: 612–18.
- BAX, L., F. STAES. & A. VERHAGEN. 2005. Does neuromuscular electrical stimulation strengthen the quadriceps femoris? A systematic review of randomised controlled trials *Sports Medicine (Auckland, N.Z.)* 35: 191–212.
- BEAUCHET, O., G. ALLALI., L. POUJOL., J.C. BARTHELEMY., F. ROCHE. & C. ANNWEILER. 2010. Decrease in gait variability while counting backward: a marker of ‘magnet effect?’ *Journal of Neural Transmission* 117: 1171–76.
- BEAUCHET, O., J. BARDEN., T. LIU-AMBROSE., V.L. CHESTER., T. SZTURM. & G. ALLALI. 2016. The relationship between hippocampal volume and static postural sway: results from the GAIT study *AGE* 38. <http://link.springer.com/10.1007/s11357-016-9883-4>.
- BEAUCHET, O. & G. BERRUT. 2006. Marche et double tâche : définition, intérêts et perspectives chez le sujet âgé *Psychologie & NeuroPsychiatrie du vieillissement* 4: 215–25.
- BELLEVILLE, S., N. ROULEAU. & M. VAN DER LINDEN. 2006. Use of the Hayling task to measure inhibition of prepotent responses in normal aging and Alzheimer’s disease *Brain and Cognition* 62: 113–19.
- BEMBEN, M.G. 1999. Age-related physiological alterations to muscles and joints and potential exercise interventions for their improvement *The Journal of the Oklahoma State Medical Association* 92: 13–20.
- BENAVENT-CABALLER, V., P. ROSADO-CALATAYUD., E. SEGURA-ORTÍ., J.J. AMER-CUENCA. & J.F. LISÓN. 2014. Effects of three different low-intensity exercise interventions on physical performance, muscle CSA and activities of daily living: A randomized controlled trial *Experimental Gerontology* 58: 159–65.
- BENDALL, M.J., E.J. BASSEY. & M.B. PEARSON. 1989. Factors affecting walking speed of elderly people *Age and Ageing* 18: 327–32.
- BENICHO, O. & S.R. LORD. 2016. Rationale for Strengthening Muscle to Prevent Falls and Fractures: A Review of the Evidence *Calcified Tissue International* 98: 531–45.
- BERG, W.P., H.M. ALESSIO., E.M. MILLS. & C. TONG. 1997. Circumstances and consequences of falls in independent community-dwelling older adults *Age and Ageing* 26: 261–68.
- BERNARD, P.L., O. HUE., C. EININGER., D. LEDROLE., P. GIRAUD. & O. SEYNNES. 2004. [Influence of physical activity on postural capacities of elderly: effect of time of training] *Annales De Réadaptation Et De Médecine Physique: Revue Scientifique De La Société Française De Rééducation Fonctionnelle De Réadaptation Et De Médecine Physique* 47: 157–63.
- BERRY, S.D., Y. ZHU., H. CHOI., D.P. KIEL. & Y. ZHANG. 2013. Diuretic initiation and the acute risk of hip fracture *Osteoporosis international: a journal established as result of cooperation between the European Foundation for Osteoporosis and the National Osteoporosis Foundation of the USA* 24: 689–95.
- BEST, J.R., T. LIU-AMBROSE., R.M. BOUDREAU., H.N. AYONAYON., S. SATTERFIELD., E.M. SIMONSICK., S. STUDENSKI., K. YAFFE., A.B. NEWMAN., C. ROSANO. & FOR THE HEALTH, AGING AND BODY COMPOSITION STUDY 2016. An Evaluation of the Longitudinal, Bidirectional Associations Between Gait Speed and Cognition in Older Women and Men *The Journals of Gerontology Series A: Biological Sciences and Medical Sciences* 71: 1616–23.
- BEURSKENS, R. & O. BOCK. 2012. Age-Related Deficits of Dual-Task Walking: A Review *Neural Plasticity* 2012: 1–9.
- BEZERRA, P., S. ZHOU., Z. CROWLEY., A. DAVIE. & R. BAGLIN. 2011. Effects of Electromyostimulation on Knee Extensors and Flexors Strength and Steadiness in Older Adults *Journal of Motor Behavior* 43: 413–21.

- BHERER, L., K.I. ERICKSON. & T. LIU-AMBROSE. 2013. A Review of the Effects of Physical Activity and Exercise on Cognitive and Brain Functions in Older Adults *Journal of Aging Research* 2013: 1–8.
- BIGOT, L., C. GARNCARZYK., A. GAUTHIER. & F. DOSSEVILLE. Development and validation of the Short Multidimensional Health Questionnaire (SMHQ). Soumis
- BINDER, E.F., K.B. SCHECHTMAN., A.A. EHSANI., K. STEGER-MAY., M. BROWN., D.R. SINACORE., K.E. YARASHESKI. & J.O. HOLLOSZY. 2002. Effects of exercise training on frailty in community-dwelling older adults: results of a randomized, controlled trial *Journal of the American Geriatrics Society* 50: 1921–28.
- BIRDSILL, A.C., R.L. KOSCIK., E.M. JONATTIS., S.C. JOHNSON., O.C. OKONKWO., B.P. HERMANN., A. LARUE., M.A. SAGER. & B.B. BENDLIN. 2014. Regional white matter hyperintensities: aging, Alzheimer's disease risk, and cognitive function *Neurobiology of Aging* 35: 769–76.
- BLACKWELL, T., P.M. CAWTHON., L.M. MARSHALL. & R. BRAND. 2009. Consistency of Leg Extension Power Assessments in Older Men: The Osteoporotic Fractures in Men (MrOS) Study *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation* 88: 934–40.
- BLACKWELL, T., K. YAFFE., S. ANCOLI-ISRAEL., J.L. SCHNEIDER., J.A. CAULEY., T.A. HILLIER., H.A. FINK., K.L. STONE. & STUDY OF OSTEOPOROTIC FRACTURES GROUP 2006. Poor sleep is associated with impaired cognitive function in older women: the study of osteoporotic fractures *The Journals of Gerontology. Series A, Biological Sciences and Medical Sciences* 61: 405–10.
- BLAKE, H. 2012. Physical activity and exercise in the treatment of depression *Frontiers in Psychiatry* 3. <http://journal.frontiersin.org/article/10.3389/fpsy.2012.00106/abstract>.
- BLEIJLEVENS, M.H., J.P. DIEDERIKS., M.R. HENDRIKS., J.C. VAN HAASTREGT., H.F. CREBOLDER. & J.T. VAN EIJK. 2010. Relationship between location and activity in injurious falls: an exploratory study *BMC Geriatrics* 10. <http://bmgeriatr.biomedcentral.com/articles/10.1186/1471-2318-10-40>.
- BLOCH, F., M. THIBAUD., B. DUGUÉ., C. BRÈQUE., A. RIGAUD. & G. KEMOUN. 2010. Episodes of falling among elderly people: a systematic review and meta-analysis of social and demographic pre-disposing characteristics *Clinics* 65: 895–903.
- BLOCH, F., M. THIBAUD., C. TOURNOUX-FACON., C. BREQUE., A.-S. RIGAUD., B. DUGUE. & G. KEMOUN. 2013. Estimation of the risk factors for falls in the elderly: can meta-analysis provide a valid answer? *Geriatrics & Gerontology International* 13: 250–63.
- BLOEM, B.R., V.V. VALKENBURG., M. SLABBEKOORN. & J.G. VAN DIJK. 2001. The multiple tasks test. Strategies in Parkinson's disease *Experimental Brain Research* 137: 478–86.
- BOCK, O. & R. BEURSKENS. 2011. Effects of a Visual Distracter Task on the Gait of Elderly versus Young Persons *Current Gerontology and Geriatrics Research* 2011: 1–7.
- BOHANNON, R.W. 2006. Reference values for the timed up and go test: a descriptive meta-analysis *Journal of geriatric physical therapy (2001)* 29: 64–68.
- BÖHMER, A. & J. RICKENMANN. 1995. The subjective visual vertical as a clinical parameter of vestibular function in peripheral vestibular diseases *Journal of Vestibular Research: Equilibrium & Orientation* 5: 35–45.
- BRIOT, K., B. CORTET., T. THOMAS., M. AUDRAN., H. BLAIN., V. BREUIL., L. CHAPUIS., R. CHAPURLAT., P. FARDELLONE., J.-M. FERON., J.-B. GAUVAIN., P. GUGGENBUHL., S. KOLTA., E. LESPESSAILLES., B. LETOMBE., C. MARCELLI., P. ORCEL., P. SERET., F. TREMOLLIÈRES. & C. ROUX. 2012. 2012 update of French guidelines for the pharmacological treatment of postmenopausal osteoporosis *Joint, Bone, Spine: Revue Du Rhumatisme* 79: 304–13.
- BROCKLEHURST, J.C., D. ROBERTSON. & P. JAMES-GROOM. 1982. Clinical correlates of sway in old age--sensory modalities *Age and Ageing* 11: 1–10.
- BROWN, M., D.R. SINACORE., A.A. EHSANI., E.F. BINDER., J.O. HOLLOSZY. & W.M. KOHRT. 2000. Low-Intensity exercise as a modifier of physical frailty in older adults *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* 81: 960–65.
- BUCHNER, D.M., M.E. CRESS., B.J. DE LATEUR., P.C. ESSELMAN., A.J. MARGHERITA., R. PRICE. & E.H. WAGNER. 1997. The Effect of Strength and Endurance Training on Gait, Balance,

- Fall Risk, and Health Services Use in Community-Living Older Adults *The Journals of Gerontology Series A: Biological Sciences and Medical Sciences* 52A: M218–24.
- BUCHNER, D.M., M.C. HORN BROOK., N.G. KUTNER., M.E. TINETTI., M.G. ORY., C.D. MULROW., K.B. SCHECHTMAN., M.B. GERETY., M.A. FIATARONE. & S.L. WOLF. 1993. Development of the common data base for the FICSIT trials *Journal of the American Geriatrics Society* 41: 297–308.
- BUCHNER, D.M., E.B. LARSON., E.H. WAGNER., T.D. KOEPESELL. & B.J. DE LATEUR. 1996. Evidence for a Non-linear Relationship between Leg Strength and Gait Speed *Age and Ageing* 25: 386–91.
- BURKE, J.R., G. KAMEN. & D.M. KOCEJA. 1989. Long-Latency Enhancement of Quadriceps Excitability From Stimulation of Skin Afferents in Young and Old Adults *Journal of Gerontology* 44: M158–63.
- BUSCH, T. de A., Y.A. DUARTE., D. PIRES NUNES., M.L. LEBRÃO., M. SATYA NASLAVSKY., A. DOS SANTOS RODRIGUES. & E. AMARO. 2015. Factors associated with lower gait speed among the elderly living in a developing country: a cross-sectional population-based study *BMC Geriatrics* 15: 35.
- BUSQUET, L., J.-M. LARQUE. & P. VILLEPREUX. 2001. *Les chaînes musculaires. Tome III, Tome III*, Paris: Frison-Roche.

C

- CAGGIANO, E., T. EMREY., S. SHIRLEY. & R.L. CRAIK. 1994. Effects of electrical stimulation or voluntary contraction for strengthening the quadriceps femoris muscles in an aged male population *The Journal of orthopaedic and sports physical therapy* 20: 22–28.
- C. LAFONT. 2009. Vieillesse de l'équilibre : apport de la posturographie, in *Posture, exercice physique, vieillissement et pathologies*, Solal Editeur: 17–28. Posture et Equilibre. Marseille: Groupe de Boeck.
- CAMICIOLO, R., D. HOWIESON., B. OKEN., G. SEXTON. & J. KAYE. 1998. Motor slowing precedes cognitive impairment in the oldest old *Neurology* 50: 1496–98.
- CAMPBELL, A.J. 2005. Randomised controlled trial of prevention of falls in people aged >=75 with severe visual impairment: the VIP trial *BMJ* 331: 817–0.
- CAMPBELL, A.J., M.J. BORRIE. & G.F. SPEARS. 1989. Risk Factors for Falls in a Community-Based Prospective Study of People 70 Years and Older *Journal of Gerontology* 44: M112–17.
- CAMPBELL, A.J., M.J. BORRIE., G.F. SPEARS., S.L. JACKSON., J.S. BROWN. & J.L. FITZGERALD. 1990. Circumstances and consequences of falls experienced by a community population 70 years and over during a prospective study *Age and ageing* 19: 136–141.
- CAMPBELL, A.J. & M.C. ROBERTSON. 2007. Rethinking individual and community fall prevention strategies: a meta-regression comparing single and multifactorial interventions *Age and Ageing* 36: 656–62.
- Canadian Institute for Health Information. RAI-Home Care (RAI-HC) manual Canadian version, 2nd ed. Ottawa, ON:2002.
- CARTER, N.D., K.M. KHAN., H.A. MCKAY., M.A. PETTIT., C. WATERMAN., A. HEINONEN., P.A. JANSSEN., M.G. DONALDSON., A. MALLINSON., L. RIDDELL., K. KRUSE., J.C. PRIOR. & L. FLICKER. 2002. Community-based exercise program reduces risk factors for falls in 65- to 75-year-old women with osteoporosis: randomized controlled trial *CMAJ: Canadian Medical Association journal = journal de l'Association medicale canadienne* 167: 997–1004.
- CESARI, M., F. LANDI., S. TORRE., G. ONDER., F. LATTANZIO. & R. BERNABEI. 2002. Prevalence and risk factors for falls in an older community-dwelling population *The Journals of Gerontology. Series A, Biological Sciences and Medical Sciences* 57: M722-726.
- CHASTAN, N., M.C. DO., F. BONNEVILLE., F. TORNAY., F. BLOCH., G.W.M. WESTBY., D. DORMONT., Y. AGID. & M.-L. WELTER. 2009. Gait and balance disorders in Parkinson's disease: Impaired active braking of the fall of centre of gravity *Movement Disorders* 24: 188–95.

- CHASTAN, N., G.W.M. WESTBY., S.T. du MONTCEL., M.C. DO., R.K. CHONG., Y. AGID. & M.L. WELTER. 2010. Influence of sensory inputs and motor demands on the control of the centre of mass velocity during gait initiation in humans *Neuroscience Letters* 469: 400–404.
- CHEKANOV, V.S., P. KARAKOZOV., M. RIEDER. & G. ZANDER. 2000. Age related skeletal muscle response to electrical stimulation *ASAIO journal (American Society for Artificial Internal Organs: 1992)* 46: 474–81.
- CHEN, H.-C., J.A. ASHTON-MILLER., N.B. ALEXANDER. & A.B. SCHULTZ. 1991. Stepping over obstacles: gait patterns of healthy young and old adults *Journal of Gerontology* 46: M196–M203.
- CHEN, Y., L.-L. ZHU. & Q. ZHOU. 2014. Effects of drug pharmacokinetic/pharmacodynamic properties, characteristics of medication use, and relevant pharmacological interventions on fall risk in elderly patients *Therapeutics and Clinical Risk Management* 10: 437–48.
- CHIARELLI, P.E., L.A. MACKENZIE. & P.G. OSMOTHERLY. 2009. Urinary incontinence is associated with an increase in falls: a systematic review *The Australian Journal of Physiotherapy* 55: 89–95.
- CHONG, R.K.Y., N. CHASTAN., M.-L. WELTER. & M.-C. DO. 2009. Age-related changes in the center of mass velocity control during walking *Neuroscience Letters* 458: 23–27.
- CLEGG, A., J. YOUNG., S. ILIFFE., M.O. RIKKERT. & K. ROCKWOOD. 2013. Frailty in elderly people *The Lancet* 381: 752–62.
- COLLETTE, F., M. HOGGE., E. SALMON. & M. VAN DER LINDEN. 2006. Exploration of the neural substrates of executive functioning by functional neuroimaging *Neuroscience* 139: 209–21.
- COLLETTE, F. & E. SALMON. 2014. Les modifications du fonctionnement exécutif dans le vieillissement normal *Psychologie Française* 59: 41–58.
- COOPER, C., E.J. ATKINSON., W. MICHAEL O'FALLON. & J.L. MELTON. 2009. Incidence of clinically diagnosed vertebral fractures: A population-based study in rochester, minnesota, 1985-1989 *Journal of Bone and Mineral Research* 7: 221–27.
- CROWLEY, K. 2011. Sleep and Sleep Disorders in Older Adults *Neuropsychology Review* 21: 41–53.
- CRUZ-JENTOFT, A.J., J.P. BAEYENS., J.M. BAUER., Y. BOIRIE., T. CEDERHOLM., F. LANDI., F.C. MARTIN., J.-P. MICHEL., Y. ROLLAND., S.M. SCHNEIDER., E. TOPINKOVÁ., M. VANDEWOUDE. & M. ZAMBONI. 2010. Sarcopenia: European consensus on definition and diagnosis *Age and Ageing* 39: 412–23.
- CUMMINGS, S.R., J.L. KELSEY., M.C. NEVITT. & K.J. O'DOWD. 1985. Epidemiology of Osteoporosis and Osteoporotic Fractures *Epidemiologic Reviews* 7: 178–208.
- CUMMINGS, S.R. & M.C. NEVITT. 1994. Non-skeletal determinants of fractures: the potential importance of the mechanics of falls. Study of Osteoporotic Fractures Research Group *Osteoporosis international: a journal established as result of cooperation between the European Foundation for Osteoporosis and the National Osteoporosis Foundation of the USA* 4 Suppl 1: 67–70.
- CUMMINGS, S.R., M.C. NEVITT. & S. KIDD. 1988. Forgetting falls. The limited accuracy of recall of falls in the elderly *Journal of the American Geriatrics Society* 36: 613–16.

D

- DAM, T.-T.L., S. EWING., S. ANCOLI-ISRAEL., K. ENSRUD., S. REDLINE., K. STONE. & FOR THE OSTEOPOROTIC FRACTURES IN MEN RESEARCH GROUP 2008. Association Between Sleep and Physical Function in Older Men: The Osteoporotic Fractures in Men Sleep Study: SLEEP AND PHYSICAL FUNCTION IN OLDER MEN *Journal of the American Geriatrics Society* 56: 1665–73.
- DARGENT-MOLINA, P., F. FAVIER., H. GRANDJEAN., C. BAUDOIN., A.M. SCHOTT., E. HAUSHERR., P.J. MEUNIER., G. BREART., E. GROUP. & OTHERS 1996. Fall-related factors and risk of hip fracture: the EPIDOS prospective study *The Lancet* 348: 145–149.
- DARGENT-MOLINA, P., A.M. SCHOTT., D. HANS., F. FAVIER., H. GRANDJEAN., C. BAUDOIN., P.J. MEUNIER., G. BRÉART. & for the E. study GROUP. 1999. Separate and Combined Value of Bone Mass and Gait Speed Measurements in Screening for Hip Fracture Risk: Results from the EPIDOS Study *Osteoporosis International* 9: 188–92.

- DAUBNEY, M.E. & E.G. CULHAM. 1999. Lower-extremity muscle force and balance performance in adults aged 65 years and older *Physical Therapy* 79: 1177–85.
- DEAN, J.C., A.D. KUO. & N.B. ALEXANDER. 2004. Age-Related Changes in Maximal Hip Strength and Movement Speed *The Journals of Gerontology Series A: Biological Sciences and Medical Sciences* 59: M286–92.
- DEANDREA, S., E. LUCENTEFORTE., F. BRAVI., R. FOSCHI., C. LA VECCHIA. & E. NEGRI. 2010. Risk Factors for Falls in Community-dwelling Older People: A Systematic Review and Meta-analysis *Epidemiology* 21: 658–68.
- DE REKENEIRE, N., M. VISSER., R. PEILA., M.C. NEVITT., J.A. CAULEY., F.A. TYLAVSKY., E.M. SIMONSICK. & T.B. HARRIS. 2003. Is a fall just a fall: correlates of falling in healthy older persons. The Health, Aging and Body Composition Study *Journal of the American Geriatrics Society* 51: 841–46.
- DEGOEDE, K.M. & J.A. ASHTON-MILLER. 2003. Biomechanical simulations of forward fall arrests: effects of upper extremity arrest strategy, gender and aging-related declines in muscle strength *Journal of Biomechanics* 36: 413–20.
- DELACOUR, H., A. SERVONNET., A. PERROT., J.F. VIGEZI. & J.M. RAMIREZ. 2005. La courbe ROC (receiver operating characteristic) : principes et principales applications en biologie clinique *Annales de Biologie Clinique* 63: 145–54.
- DESGRANGES, B., G. KALPOUZOS. & F. EUSTACHE. 2008. Imagerie cérébrale du vieillissement normal : contraste avec la maladie d'Alzheimer *Revue Neurologique* 164: S102–7.
- DESJARDINS-CREPEAU, L., N. BERRYMAN., S. FRASER., T.T.M. VU., M.-J. KERGOAT., K. LI., L. BOSQUET. & L. BHERER. 2016. Effects of combined physical and cognitive training on fitness and neuropsychological outcomes in healthy older adults *Clinical Interventions in Aging* Volume 11: 1287–99.
- DI FABIO, R.P., C. ZAMPIERI., J. HENKE., K. OLSON., D. RICKHEIM. & M. RUSSELL. 2005. Influence of Elderly Executive Cognitive Function on Attention in the Lower Visual Field during Step Initiation *Gerontology* 51: 94–107.
- DI IORIO, A., M. ABATE., B. PINI., I. DI NICOLA., M. MARINELLI., M. GUGLIELMI., C. BATTAGLINI. & G. ABATE. 2009. Effects of vascular risk factors on balance assessed by computerized posturography in the elderly *Aging Clinical and Experimental Research* 21: 136–42.
- DING, D., K.D. LAWSON., T.L. KOLBE-ALEXANDER., E.A. FINKELSTEIN., P.T. KATZMARZYK., W. VAN MECHELEN. & M. PRATT. 2016. The economic burden of physical inactivity: a global analysis of major non-communicable diseases *The Lancet*. <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S014067361630383X>.
- DOLAN, M.G., P.O. MCKEON. & J. HERTEL. 2006. The Dynamical-Systems Approach to Studying Athletic Injury *Athletic Therapy Today* 11: 31–33.
- DROLLER, H. 1955. Falls among elderly people living at home *Geriatrics* 10: 239–44.
- EBRAHIM, S., A. KALACHE., S. EBRAHIM. & A. KALACHE. (ed.) 1996. *Epidemiology in old age*. London: BMJ Publ. Group in collab. with the WHO.

E

- EDWARDS, B.J., J. SONG., D.D. DUNLOP., H.A. FINK. & J.A. CAULEY. 2010. Functional decline after incident wrist fractures--Study of Osteoporotic Fractures: prospective cohort study *BMJ* 341: c3324–c3324.
- EDWARDS, R., H. KNUTTGEN., J.A. VOGEL. & J. POORTMANS. 1983. Biochemical bases for fatigue in exercise performance: catastrophe theory in muscular fatigue. In: Knuttgen HG, Vogel JA, Poortmans J, eds. Champaign, IL: Human Kinetics, 1983:1–28., in *Biochemistry of exercise. International meeting*, 13: 3–28. Champaign: Human Kinetics Publishers.
- EL-KHOURY, F., B. CASSOU., M.-A. CHARLES. & P. DARGENT-MOLINA. 2015. The effect of fall prevention exercise programmes on fall induced injuries in community dwelling older adults: *British Journal of Sports Medicine* 49: 1348–1348.
- EVANS, W.J. & J. LEXELL. 1995. Human Aging, Muscle Mass, and Fiber Type Composition *The Journals of Gerontology Series A: Biological Sciences and Medical Sciences* 50A: 11–16.

F

- FABER, M.J., R.J. BOSSCHER., M.J. CHIN A PAW. & P.C. VAN WIERINGEN. 2006. Effects of Exercise Programs on Falls and Mobility in Frail and Pre-Frail Older Adults: A Multicenter Randomized Controlled Trial *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* 87: 885–96.
- FARAHMAND, B.Y., P.G. PERSSON., K. MICHAËLSSON., J.A. BARON., M.G. PARKER., S. LJUNGHALL. & SWEDISH HIP FRACTURE GROUP 2000. Socioeconomic status, marital status and hip fracture risk: a population-based case-control study *Osteoporosis international: a journal established as result of cooperation between the European Foundation for Osteoporosis and the National Osteoporosis Foundation of the USA* 11: 803–8.
- FARRELL, B., V.F. MERKLEY. & W. THOMPSON. 2013. Managing polypharmacy in a 77-year-old woman with multiple prescribers. *CMAJ: Canadian Medical Association journal = journal de l'Association medicale canadienne* 185: 1240–45.
- FIELDING, R.A., N.K. LEBRASSEUR., A. CUOCO., J. BEAN., K. MIZER. & M.A.F. SINGH. 2002. High-Velocity Resistance Training Increases Skeletal Muscle Peak Power in Older Women *Journal of the American Geriatrics Society* 50: 655–62.
- FIELDING, R.A., B. VELLAS., W.J. EVANS., S. BHASIN., J.E. MORLEY., A.B. NEWMAN., G. ABELLAN VAN KAN., S. ANDRIEU., J. BAUER., D. BREUILLE., T. CEDERHOLM., J. CHANDLER., C. DE MEYNARD., L. DONINI., T. HARRIS., A. KANNT., F. KEIME GUIBERT., G. ONDER., D. PAPANICOLAOU., Y. ROLLAND., D. ROOKS., C. SIEBER., E. SOUHAMI., S. VERLAAN. & M. ZAMBONI. 2011. Sarcopenia: an undiagnosed condition in older adults. Current consensus definition: prevalence, etiology, and consequences. International working group on sarcopenia *Journal of the American Medical Directors Association* 12: 249–56.
- FISHER, A.A., M.W. DAVIS., A.J. MCLEAN. & D.G. LE COUTEUR. 2005. Epidemiology of falls in elderly semi-independent residents in residential care *Australasian Journal on Ageing* 24: 98–102.
- FOGARI, R., A. MUGELLINI., A. ZOPPI., G. MARASI., C. PASOTTI., L. POLETTI., A. RINALDI. & P. PRETI. 2004. Effects of valsartan compared with enalapril on blood pressure and cognitive function in elderly patients with essential hypertension *European Journal of Clinical Pharmacology* 59: 863–68.
- FOLSTEIN, M.F., S.E. FOLSTEIN. & P.R. MCHUGH. 1975. 'Mini-mental state'. A practical method for grading the cognitive state of patients for the clinician *Journal of Psychiatric Research* 12: 189–98.
- FREY, D.J., J.D. ORTEGA., C. WISEMAN., C.T. FARLEY. & K.P. WRIGHT. 2011. Influence of Zolpidem and Sleep Inertia on Balance and Cognition During Nighttime Awakening: A Randomized Placebo-Controlled Trial: HYPNOTICS, SLEEP INERTIA, COGNITION, AND BALANCE *Journal of the American Geriatrics Society* 59: 73–81.
- FRIED, L.P., C.M. TANGEN., J. WALSTON., A.B. NEWMAN., C. HIRSCH., J. GOTTDIENER., T. SEEMAN., R. TRACY., W.J. KOP., G. BURKE., M.A. MCBURNIE. & CARDIOVASCULAR HEALTH STUDY COLLABORATIVE RESEARCH GROUP. 2001. Frailty in older adults: evidence for a phenotype *The journals of gerontology. Series A, Biological sciences and medical sciences* 56: M146-156.
- FRIED, T.R., J. O'LEARY., V. TOWLE., M.K. GOLDSTEIN., M. TRENTALANGE. & D.K. MARTIN. 2014. Health outcomes associated with polypharmacy in community-dwelling older adults: a systematic review *Journal of the American Geriatrics Society* 62: 2261–72.
- FRONTERA, W.R., V.A. HUGHES., G.E. DALLAL. & W.J. EVANS. 1993. Reliability of isokinetic muscle strength testing in 45- to 78-year-old men and women *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* 74: 1181–85.
- FRONTERA, W.R., C.N. MEREDITH., K.P. O'REILLY. & W.J. EVANS. 1990. Strength training and determinants of VO₂max in older men *Journal of applied physiology (Bethesda, Md.: 1985)* 68: 329–33.

- FRONTERA, W.R., C.N. MEREDITH., K.P. O'REILLY., H.G. KNUTTGEN. & W.J. EVANS. 1988. Strength conditioning in older men: skeletal muscle hypertrophy and improved function *Journal of applied physiology* 64: 1038–1044.
- FUJITA, T., S. NAKAMURA., M. OHUE., Y. FUJII., A. MIYAUCHI., Y. TAKAGI. & H. TSUGENO. 2005. Effect of age on body sway assessed by computerized posturography *Journal of Bone and Mineral Metabolism* 23: 152–56.

G

- GABELL, A. & U.S.L. NAYAK. 1984. The Effect of Age on Variability in Gait *Journal of Gerontology* 39: 662–66.
- GALNA, B., A. PETERS., A.T. MURPHY. & M.E. MORRIS. 2009. Obstacle crossing deficits in older adults: A systematic review *Gait & Posture* 30: 270–75.
- GANGAVATI, A., I. HAJJAR., L. QUACH., R.N. JONES., D.K. KIELY., P. GAGNON. & L.A. LIPSITZ. 2011. Hypertension, Orthostatic Hypotension, and the Risk of Falls in a Community-Dwelling Elderly Population: The Maintenance of Balance, Independent Living, Intellect, and Zest in the Elderly of Boston Study: HYPERTENSION, ORTHOSTATIC HYPOTENSION, AND FALLS *Journal of the American Geriatrics Society* 59: 383–89.
- GAURIAU, C., T. RAFFRAY., D. CHOUDAT., B. CORMAN. & D. LEGER. 2007. Les troubles du sommeil peuvent être objectivement améliorés chez les seniors par un programme personnalisé d'éducation à la santé *La Presse Médicale* 36: 1721–31.
- GEHLEN, G.M. & M.H. WHALEY. 1990. Falls in the elderly: Part II, Balance, strength, and flexibility *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* 71: 739–41.
- GHULYAN, V. & M. PAOLINO. 2005. Posturography for evaluating risk of falls in elderly unstable patients *French Oto-Rhino-Laryngology* 88: 97–103.
- GHULYAN, V. & M. PAOLINO. 2005. Comparative study of dynamic balance in fallers and non-fallers *Fr Otorhinolaryngol*, sec. 88.
- GHULYAN, V., M. PAOLINO., C. LOPEZ., M. DUMITRESCU. & M. LACOUR. 2005. A new translational platform for evaluating aging or pathology-related postural disorders *Acta Oto-Laryngologica* 125: 607–17.
- GILLESPIE, L.D., W.J. GILLESPIE., M.C. ROBERTSON., S.E. LAMB., R.G. CUMMING. & B.H. ROWE. 2009. Interventions for preventing falls in elderly people, in The Cochrane Collaboration (ed.) *Cochrane Database of Systematic Reviews*. Chichester, UK: John Wiley & Sons, Ltd. <http://doi.wiley.com/10.1002/14651858.CD000340.pub2>.
- GNJIDIC, D., S.N. HILMER., F.M. BLYTH., V. NAGANATHAN., L. WAITE., M.J. SEIBEL., A.J. MCLACHLAN., R.G. CUMMING., D.J. HANDELSMAN. & D.G. LE COUTEUR. 2012. Polypharmacy cutoff and outcomes: five or more medicines were used to identify community-dwelling older men at risk of different adverse outcomes *Journal of Clinical Epidemiology* 65: 989–95.
- GOLDEN, A.G., R.A. PRESTON., S.D. BARNETT., M. LLORENTE., K. HAMDAN. & M.A. SILVERMAN. 1999. Inappropriate medication prescribing in homebound older adults *Journal of the American Geriatrics Society* 47: 948–53.
- GOPALAKRISHNAN, S. & L. TAKEMOTO. 1992. Binding of actin to lens alpha crystallins *Current Eye Research* 11: 929–33.
- GREGG, E.W., G.L. BECKLES., D.F. WILLIAMSON., S.G. LEVEILLE., J.A. LANGLOIS., M.M. ENGELGAU. & K.M. NARAYAN. 2000. Diabetes and physical disability among older U.S. adults *Diabetes Care* 23: 1272–77.
- GRIBBIN, J., R. HUBBARD., J. GLADMAN., C. SMITH. & S. LEWIS. 2011. Risk of falls associated with antihypertensive medication: self-controlled case series: RISK OF FALLS AND ANTIHYPERTENSIVE MEDICATION *Pharmacoepidemiology and Drug Safety* 20: 879–84.
- GRIBBIN, J., R. HUBBARD., C. SMITH., J. GLADMAN. & S. LEWIS. 2009. Incidence and mortality of falls amongst older people in primary care in the United Kingdom *QJM: monthly journal of the Association of Physicians* 102: 477–83.

- GRIGSBY, J., K. KAYE., S.M. SHETTERLY., J. BAXTER., N.E. MORGENSTERN. & R.F. HAMMAN. 2002. Prevalence of disorders of executive cognitive functioning among the elderly: findings from the San Luis Valley Health and Aging Study *Neuroepidemiology* 21: 213–20.
- GRUAU, S., A. POTTIER., D. DAVENNE. & P. DENISE. 2003. Les facteurs d'accidents de la route par somnolence chez les conducteurs âgés. Prévention par l'activité physique *Recherche, transports, sécurité*: 134–44.
- GUEUGNEAU, N., S. GROSPRETRE., P.J. STAPLEY. & R. LEPERS. 2016. High-frequency neuromuscular electrical stimulation modulates interhemispheric inhibition in healthy Humans. *Journal of Neurophysiology*, jn.00355.2016.
- Guideline for the prevention of falls in older persons. American Geriatrics Society, British Geriatrics Society, and American Academy of Orthopaedic Surgeons Panel on Falls Prevention 2001 *Journal of the American Geriatrics Society* 49: 664–72.
- GUTIERREZ-FAREWIK, E.M., Å. BARTONEK. & H. SARASTE. 2006. Comparison and evaluation of two common methods to measure center of mass displacement in three dimensions during gait *Human Movement Science* 25: 238–56.

H

- HADJIEV, D.I. & P.P. MINEVA. 2011. Antihypertensive treatment with cerebral hemodynamics monitoring by ultrasonography in elderly hypertensives without a history of stroke may prevent or slow down cognitive decline. A pending issue *Medical Hypotheses* 76: 434–37.
- HAJJAR, I. 2012. Effect of Antihypertensive Therapy on Cognitive Function in Early Executive Cognitive Impairment: A Double-blind Randomized Clinical Trial *Archives of Internal Medicine* 172: 442.
- HÄKKINEN, K., U.M. PASTINEN., R. KARSIKAS. & V. LINNAMO. 1995. Neuromuscular performance in voluntary bilateral and unilateral contraction and during electrical stimulation in men at different ages *European journal of applied physiology and occupational physiology* 70: 518–527.
- HARLEY, C., R.M. WILKIE. & J.P. WANN. 2009. Stepping over obstacles: Attention demands and aging *Gait & Posture* 29: 428–32.
- HARTIKAINEN, S., E. LÖNNROOS. & K. LOUHIVUORI. 2007a. Medication as a risk factor for falls: critical systematic review *The Journals of Gerontology Series A: Biological Sciences and Medical Sciences* 62: 1172–1181.
- HASS, C.J., R.J. GREGOR., D.E. WADDELL., A. OLIVER., D.W. SMITH., R.P. FLEMING. & S.L. WOLF. 2004. The influence of Tai Chi training on the center of pressure trajectory during gait initiation in older adults *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* 85: 1593–98.
- HASSELGREN, L., L.L. OLSSON. & L. NYBERG. 2011. Is leg muscle strength correlated with functional balance and mobility among inpatients in geriatric rehabilitation? *Archives of Gerontology and Geriatrics* 52: e220-225.
- HERMAN, T., A. MIRELMAN., N. GILADI., A. SCHWEIGER. & J.M. HAUSDORFF. 2010. Executive Control Deficits as a Prodrome to Falls in Healthy Older Adults: A Prospective Study Linking Thinking, Walking, and Falling *The Journals of Gerontology Series A: Biological Sciences and Medical Sciences* 65A: 1086–92.
- HESS, J.A. & M. WOOLLACOTT. 2005. Effect of High-Intensity Strength-Training on Functional Measures of Balance Ability in Balance-Impaired Older Adults *Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics* 28: 582–90.
- HILIGSMANN, M., M. SALAS., D.A. HUGHES., E. MANIAS., F.H. GWADRY-SRIDHAR., P. LINCK. & W. COWELL. 2013. Interventions to improve osteoporosis medication adherence and persistence: a systematic review and literature appraisal by the ISPOR Medication Adherence & Persistence Special Interest Group *Osteoporosis International* 24: 2907–18.
- HILL, K.D. & R. WEE. 2012. Psychotropic drug-induced falls in older people: a review of interventions aimed at reducing the problem *Drugs & Aging* 29: 15–30.
- HORAK, F.B. 2006. Postural orientation and equilibrium: what do we need to know about neural control of balance to prevent falls? *Age and Ageing* 35: ii7-ii11.

- HORAK, F.B., C.L. SHUPERT. & A. MIRKA. 1989. Components of postural dyscontrol in the elderly: A review *Neurobiology of Aging* 10: 727–38.
- HORLINGS, C.G.C., B.G.M. VAN ENGELEN., J.H.J. ALLUM. & B.R. BLOEM. 2008. A weak balance: the contribution of muscle weakness to postural instability and falls *Nature Clinical Practice. Neurology* 4: 504–15.
- HSU, M.-J., S.-H. WEI. & Y.-J. CHANG. 2011. Effect of Neuromuscular Electrical Muscle Stimulation on Energy Expenditure in Healthy Adults *Sensors* 11: 1932–42.
- HUBBARD, R.E., N. FALLAH., S.D. SEARLE., A. MITNITSKI. & K. ROCKWOOD. 2009. Impact of exercise in community-dwelling older adults *PloS one* 4: e6174.

I

- IABONI, A. & A.J. FLINT. 2013. The Complex Interplay of Depression and Falls in Older Adults: A Clinical Review *The American Journal of Geriatric Psychiatry* 21: 484–92.
- IOANNIS G AMIRIDIS, V.H. 2003. Age-induced modifications of static postural control in humans. *Neuroscience letters* 350: 137–40.
- IZQUIERDO, M., X. AGUADO., R. GONZALEZ., J.L. LÓPEZ. & K. HÄKKINEN. 1999. Maximal and explosive force production capacity and balance performance in men of different ages *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology* 79: 260–67.

J

- JACQMIN-GADDA, H., C. FABRIGOULE., D. COMMENGES. & J.F. DARTIGUES. 1997. A 5-year longitudinal study of the Mini-Mental State Examination in normal aging *American Journal of Epidemiology* 145: 498–506.
- JANG, Y.C. & H. VAN REMMEN. 2011. Age-associated alterations of the neuromuscular junction *Experimental Gerontology* 46: 193–98.
- JANSSEN, I. 2004. Skeletal Muscle Cutpoints Associated with Elevated Physical Disability Risk in Older Men and Women *American Journal of Epidemiology* 159: 413–21.
- JÄRVINEN, T.L.N., K. MICHAËLSSON., P. ASPENBERG. & H. SIEVÄNEN. 2015. Osteoporosis: the emperor has no clothes *Journal of Internal Medicine* 277: 662–73.
- JOHNELL, K. & I. KLARIN. 2007. The relationship between number of drugs and potential drug-drug interactions in the elderly: a study of over 600,000 elderly patients from the Swedish Prescribed Drug Register *Drug safety: an international journal of medical toxicology and drug experience* 30: 911–18.
- JOSHUA, A.M. 2014. Effectiveness of Progressive Resistance Strength Training Versus Traditional Balance Exercise in Improving Balance Among the Elderly - A Randomised Controlled Trial *JOURNAL OF CLINICAL AND DIAGNOSTIC RESEARCH*. http://www.jcdr.net/article_fulltext.asp?issn=0973-709x&year=2014&volume=8&issue=3&page=98&issn=0973-709x&id=4119.
- JUDGE, J.O., M. UNDERWOOD. & T. GENNOSA. 1993. Exercise to improve gait velocity in older persons *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* 74: 400–406.
- JYRKÄ, J., H. ENLUND., P. LAVIKAINEN., R. SULKAVA. & S. HARTIKAINEN. 2011. Association of polypharmacy with nutritional status, functional ability and cognitive capacity over a three-year period in an elderly population *Pharmacoepidemiology and drug safety* 20: 514–22.

K

- KANNUS, P., H. SIEVÄNEN., M. PALVANEN., T. JÄRVINEN. & J. PARKKARI. 2005. Prevention of falls and consequent injuries in elderly people *The Lancet* 366: 1885–93.
- KAPLAN, M.H. & A.R. FEINSTEIN. 1974. The importance of classifying initial co-morbidity in evaluating the outcome of diabetes mellitus *Journal of Chronic Diseases* 27: 387–404.

- KAPTOGE, S., L.I. BENEVOLENSKAYA., A.K. BHALLA., J.B. CANNATA., S. BOONEN., J.A. FALCH., D. FELSEBERG., J.D. FINN., R. NUTI., K. HOSZOWSKI., R. LORENC., T. MIAZGOWSKI., I. JAJIC., G. LYRITIS., P. MASARYK., M. NAVES-DIAZ., G. POOR., D.M. REID., C. SCHEIDT-NAVE., J.J. STEPAN., C.J. TODD., K. WEBER., A.D. WOOLF., D.K. ROY., M. LUNT., S.R. PYE., T.W. O'NEILL., A.J. SILMAN. & J. REEVE. 2005. Low BMD is less predictive than reported falls for future limb fractures in women across Europe: results from the European Prospective Osteoporosis Study *Bone* 36: 387–98.
- KEARNEY, P.M., M. WHELTON., K. REYNOLDS., P. MUNTNER., P.K. WHELTON. & J. HE. 2005. Global burden of hypertension: analysis of worldwide data *The Lancet* 365: 217–23.
- KELSEY, J.L., S.D. BERRY., E. PROCTER-GRAY., L. QUACH., U.-S.D.T. NGUYEN., W. LI., D.P. KIEL., L.A. LIPSITZ. & M.T. HANNAN. 2010. Indoor and outdoor falls in older adults are different: the maintenance of balance, independent living, intellect, and Zest in the Elderly of Boston Study *Journal of the American Geriatrics Society* 58: 2135–41.
- KELSEY, J.L., E. PROCTER-GRAY., S.D. BERRY., M.T. HANNAN., D.P. KIEL., L.A. LIPSITZ. & W. LI. 2012. Reevaluating the Implications of Recurrent Falls in Older Adults: Location Changes the Inference *Journal of the American Geriatrics Society* 60: 517–24.
- KEMOUN, G., P. THOUMIE., D. BOISSON. & J.D. GUIEU. 2002. Ankle dorsiflexion delay can predict falls in the elderly *Journal of Rehabilitation Medicine* 34: 278–83.
- KERN, H., L. BARBERI., S. LÄFFLER., S. SBARDELLA., S. BURGGRAF., H. FRUHMANN., U. CARRARO., S. MOSOLE., N. SARABON., M. VOGELAUER., W. MAYR., M. KRENN., J. CVECKA., V. ROMANELLO., L. PIETRANGELO., F. PROTASI., M. SANDRI., S. ZAMPIERI. & A. MUSARO. 2014a. Electrical Stimulation Counteracts Muscle Decline in Seniors *Frontiers in Aging Neuroscience* 6.
http://www.frontiersin.org/Aging_Neuroscience/10.3389/fnagi.2014.00189/abstract.
- KERRIGAN, D.C., L.W. LEE., J.J. COLLINS., P.O. RILEY. & L.A. LIPSITZ. 2001. Reduced hip extension during walking: Healthy elderly and fallers versus young adults *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* 82: 26–30.
- KIM, H.-D. 2009. Effects of Tai Chi exercise on the center of pressure trace during obstacle crossing in older adults who are at a risk of falling *Journal of Physical Therapy Science* 21: 49–54.
- KIM, H.-D., H.D. JE., J.H. JEONG. & S.-Y. MA. 2013. Effects of Tai Chi Training on Obstacle Avoidance and Gait Initiation by Older People *Journal of Physical Therapy Science* 25: 193–198.
- KOBAYASHI, Y., H. HOBARA., S. MATSUSHITA. & M. MOCHIMARU. 2014. Key joint kinematic characteristics of the gait of fallers identified by principal component analysis *Journal of Biomechanics* 47: 2424–29.
- KOJIMA, T., M. AKISHITA., T. NAKAMURA., K. NOMURA., S. OGAWA., K. IJIMA., M. ETO. & Y. OUCHI. 2011. Association of polypharmacy with fall risk among geriatric outpatients *Geriatrics & Gerontology International* 11: 438–44.
- KÖNIG, N., N.B. SINGH., J. VON BECKERATH., L. JANKE. & W.R. TAYLOR. 2014. Is gait variability reliable? An assessment of spatio-temporal parameters of gait variability during continuous overground walking *Gait & Posture* 39: 615–17.
- KOSTKA, T. 2005. Quadriceps maximal power and optimal shortening velocity in 335 men aged 23–88 years *European Journal of Applied Physiology* 95: 140–45.
- KUO, A.D. 1995. An optimal control model for analyzing human postural balance *IEEE transactions on bio-medical engineering* 42: 87–101.
- KUSHNER, R.F. 1992. Bioelectrical impedance analysis: a review of principles and applications *Journal of the American College of Nutrition* 11: 199–209.

L

- LACH, H.W., A.T. REED., C.L. ARFKEN., J.P. MILLER., G.D. PAIGE., S.J. BIRGE. & W.A. PECK. 1991. Falls in the elderly: reliability of a classification system *Journal of the American Geriatrics Society* 39: 197–202.

- LACHMAN, M.E., J. HOWLAND., S. TENNSTEDT., A. JETTE., S. ASSMANN. & E.W. PETERSON. 1998. Fear of falling and activity restriction: the survey of activities and fear of falling in the elderly (SAFE) *The Journals of Gerontology. Series B, Psychological Sciences and Social Sciences* 53: P43-50.
- LACOUR, M., L. BERNARD-DEMANZE. & M. DUMITRESCU. 2008. Posture control, aging, and attention resources: Models and posture-analysis methods *Neurophysiologie Clinique/Clinical Neurophysiology* 38: 411–21.
- LAFOND, D., M. DUARTE. & F. PRINCE. 2004. Comparison of three methods to estimate the center of mass during balance assessment *Journal of Biomechanics* 37: 1421–26.
- LAFONT, C., P. DUPUI., M.C. COSTES-SALON., J.L. ALBAREDE. & P. BESSOU. 1991. Equilibre et vieillissement *L'Année gérontologique*, 151–91.
- LAI, H.S., G.D. DOMENICO. & G.R. STRAUSS. 1988. The effect of different electro-motor stimulation training intensities on strength improvement *The Australian Journal of Physiotherapy* 34: 151–64.
- LAI, S.-W., C.-H. LIN., K.-F. LIAO., L.-T. SU., F.-C. SUNG. & C.-C. LIN. 2012. Association between polypharmacy and dementia in older people: a population-based case-control study in Taiwan *Geriatrics & Gerontology International* 12: 491–98.
- LAMOUREUX, E., W.A. SPARROW., A. MURPHY. & R.U. NEWTON. 2003. The effects of improved strength on obstacle negotiation in community-living older adults *Gait & posture* 17: 273–283.
- LANDRY, G.J. & T. LIU-AMBROSE. 2014. Buying time: a rationale for examining the use of circadian rhythm and sleep interventions to delay progression of mild cognitive impairment to Alzheimer's disease *Frontiers in Aging Neuroscience* 6. <http://journal.frontiersin.org/article/10.3389/fnagi.2014.00325/abstract>.
- LANGÉARD, A., K. POTHIER., R. MORELLO., V. LELONG-BOULOUARD., P. LESCURE., M.-L. BOCCA., C. MARCELLI., P. DESCATOIRE. & C. CHAVOIX. 2016. Polypharmacy Cutoff for Gait and Cognitive Impairments *Pharmaceutical Medicine and Outcomes Research* 7: 296.
- LATHAM, N.K., C.S. ANDERSON., A. LEE., D.A. BENNETT., A. MOSELEY., I.D. CAMERON. & FITNESS COLLABORATIVE GROUP 2003. A randomized, controlled trial of quadriceps resistance exercise and vitamin D in frail older people: the Frailty Interventions Trial in Elderly Subjects (FITNESS) *Journal of the American Geriatrics Society* 51: 291–99.
- LAUGHMAN, R.K., J.W. YODAS., T.R. GARRETT. & E.Y. CHAO. 1983. Strength changes in the normal quadriceps femoris muscle as a result of electrical stimulation *Physical Therapy* 63: 494–499.
- LAUSSEN, J.C., A. CHALÉ., C. HAU., R.A. FIELDING. & D.K. WHITE. 2015. Does physical activity change after progressive resistance exercise in functionally limited older adults? *Journal of the American Geriatrics Society* 63: 392–93.
- LEBLANC, E.S. 2011. Hip Fracture and Increased Short-term but Not Long-term Mortality in Healthy Older Women *Archives of Internal Medicine* 171: 1831.
- LETZELTER H. & M. (1990), « Entraînement de la force ». Vigot.
- LI, F., K.J. FISHER., P. HARMER., E. MCAULEY. & N.L. WILSON. 2003. Fear of falling in elderly persons: association with falls, functional ability, and quality of life *The Journals of Gerontology. Series B, Psychological Sciences and Social Sciences* 58: P283-290.
- LI, Y.H., G.X. SONG., Y. YU., D.D. ZHOU. & H.W. ZHANG. 2013. Study on age and education level and their relationship with fall-related injuries in Shanghai, China *Biomedical and environmental sciences: BES* 26: 79–86.
- LIU-AMBROSE, T. 2010. Resistance Training and Executive Functions: A 12-Month Randomized Controlled Trial *Archives of Internal Medicine* 170: 170.
- LIU-AMBROSE, T., K.M. KHAN., J.J. ENG., S.R. LORD. & H.A. MCKAY. 2004. Balance Confidence Improves with Resistance or Agility Training *Gerontology* 50: 373–82.
- LIU-AMBROSE, T.Y., M.C. ASHE., P. GRAF., B.L. BEATTIE. & K.M. KHAN. 2008. Increased risk of falling in older community-dwelling women with mild cognitive impairment *Physical Therapy* 88: 1482–91.
- LOCKHART, T.E., J.L. SMITH. & J.C. WOLDSTAD. 2005. Effects of Aging on the Biomechanics of Slips and Falls *Human factors* 47: 708–29.

- LOPOPOLO, R.B., M. GRECO., D. SULLIVAN., R.L. CRAIK. & K.K. MANGIONE. 2006. Effect of therapeutic exercise on gait speed in community-dwelling elderly people: a meta-analysis *Physical Therapy* 86: 520–40.
- LORD, S.R. 2006. Visual risk factors for falls in older people *Age and Ageing* 35: ii42-ii45.
- LORD, S.R., R.D. CLARK. & I.W. WEBSTER. 1991. Postural Stability and Associated Physiological Factors in a Population of Aged Persons *Journal of Gerontology* 46: M69–76.
- LORD, S.R. & H.B. MENZ. 2000. Visual contributions to postural stability in older adults *Gerontology* 46: 306–10.
- LU, T.-W., H.-L. CHEN. & S.-C. CHEN. 2006. Comparisons of the lower limb kinematics between young and older adults when crossing obstacles of different heights *Gait & Posture* 23: 471–79.
- LU, W.-H., Y.-W. WEN., L.-K. CHEN. & F.-Y. HSIAO. 2015. Effect of polypharmacy, potentially inappropriate medications and anticholinergic burden on clinical outcomes: a retrospective cohort study *Canadian Medical Association Journal* 187: E130–E137.
- LUNDIN-OLSSON, L., L. NYBERG., Y. GUSTAFSON. & OTHERS 1997. Stops walking when talking as a predictor of falls in elderly people *Lancet* 349: 617.
- LUUKINEN, H., K. KOSKI., S.L. KIVELA. & P. LAIPPALA. 1996. Social status, life changes, housing conditions, health, functional abilities and life-style as risk factors for recurrent falls among the home-dwelling elderly *Public health* 110: 115–18.
- LUYAT, M., T. OHLMANN. & P.A. BARRAUD. 1997. Subjective vertical and postural activity *Acta psychologica* 95: 181–93.
- LYNCH, N.A., E.J. METTER., R.S. LINDLE., J.L. FOZARD., J.D. TOBIN., T.A. ROY., J.L. FLEG. & B.F. HURLEY. 1999. Muscle quality. I. Age-associated differences between arm and leg muscle groups *Journal of Applied Physiology (Bethesda, Md.: 1985)* 86: 188–94.

M

- MACALUSO, A. & G. DE VITO. 2004. Muscle strength, power and adaptations to resistance training in older people *European Journal of Applied Physiology* 91: 450–72.
- MACALUSO, A., M.A. NIMMO., J.E. FOSTER., M. COCKBURN., N.C. MCMILLAN. & G. DE VITO. 2002. Contractile muscle volume and agonist-antagonist coactivation account for differences in torque between young and older women *Muscle & Nerve* 25: 858–63.
- MADSEN, O.R. & U.B. LAURIDSEN. 1995. Knee extensor and flexor strength in elderly women after recent hip fracture: assessment by the Cybex 6000 dynamometer of intra-rater inter-test reliability *Scandinavian Journal of Rehabilitation Medicine* 27: 219–26.
- MAFFIULETTI, N.A. 2010. Physiological and methodological considerations for the use of neuromuscular electrical stimulation *European Journal of Applied Physiology* 110: 223–34.
- MAKI, B.E. 1997. Gait Changes in Older Adults: Predictors of Falls or Indicators of Fear? *Journal of the American Geriatrics Society* 45: 313–20.
- MAKI, B.E., M.A. EDMONDSTONE. & W.E. MCILROY. 2000. Age-related differences in laterally directed compensatory stepping behavior *The Journals of Gerontology. Series A, Biological Sciences and Medical Sciences* 55: M270-277.
- MAKI, B.E., P.J. HOLLIDAY. & G.R. FERNIE. 1990. Aging and Postural Control: A Comparison of Spontaneous- and Induced-Sway Balance Tests *Journal of the American Geriatrics Society* 38: 1–9.
- MALOUIN, F., C.L. RICHARDS., P.L. JACKSON., F. DUMAS. & J. DOYON. 2003. Brain activations during motor imagery of locomotor-related tasks: A PET study *Human Brain Mapping* 19: 47–62.
- MANINI, T., S. HONG. & B. CLARK. 2013. Aging and muscle: a neuron's perspective *Current opinion in clinical nutrition and metabolic care* 16. <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3868452/>.
- MANINI, T.M., M. VISSER., S. WON-PARK., K.V. PATEL., E.S. STROTMAYER., H. CHEN., B. GOODPASTER., N. DE REKENEIRE., A.B. NEWMAN., E.M. SIMONSICK., S.B. KRITCHEVSKY., K. RYDER., A.V. SCHWARTZ. & T.B. HARRIS. 2007. Knee extension

- strength cutpoints for maintaining mobility *Journal of the American Geriatrics Society* 55: 451–57.
- MANSFIELD, A., J.S. WONG., J. BRYCE., S. KNORR. & K.K. PATTERSON. 2015. Does Perturbation-Based Balance Training Prevent Falls? Systematic Review and Meta-Analysis of Preliminary Randomized Controlled Trials *Physical Therapy* 95: 700–709.
- MANTY, M., A. HEINONEN., A. VILJANEN., S. PAJALA., M. KOSKENVUO., J. KAPRIO. & T. RANTANEN. 2009. Outdoor and indoor falls as predictors of mobility limitation in older women *Age and Ageing* 38: 757–61.
- MARNER, L., J.R. NYENGAARD., Y. TANG. & B. PAKKENBERG. 2003. Marked loss of myelinated nerve fibers in the human brain with age *The Journal of Comparative Neurology* 462: 144–52.
- MASUD, T. & R.O. MORRIS. 2001. Epidemiology of falls *Age and Ageing* 30 Suppl 4: 3–7.
- MASUD, T., R. TAYLOR. & D. PEARSON. 2004. The relationship between social deprivation, osteoporosis, and falls *Osteoporosis International* 15: 132–38.
- MAUVIEUX, B., L. GOUTHIERE., B. SESBOÛE., P. DENISE. & D. DAVENNE. 2007. Effets de l'entraînement physique et sportif sur le rythme circadien de la température et le rythme veille-sommeil chez la personne vieillissante. Exemples chez des retraités et des travailleurs de nuit *Pathologie Biologie* 55: 205–7.
- MAYSON, D.J., D.K. KIELY., S.I. LAROSE. & J.F. BEAN. 2008. Leg Strength or Velocity of Movement: Which Is More Influential on the Balance of Mobility Limited Elders? *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation* 87: 969–76.
- MCAULEY, E., J.F. KONOPACK., K.S. MORRIS., R.W. MOTL., L. HU., S.E. DOERKSEN. & K. ROSENGREN. 2006. Physical activity and functional limitations in older women: influence of self-efficacy *The Journals of Gerontology. Series B, Psychological Sciences and Social Sciences* 61: P270-277.
- MEANS, K.M., D.E. RODELL., P.S. O'SULLIVAN. & L.A. CRANFORD. 1996. Rehabilitation of elderly fallers: pilot study of a low to moderate intensity exercise program *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* 77: 1030–36.
- MELZER, I., N. BENJUYA., J. KAPLANSKI. & N. ALEXANDER. 2008. Association between ankle muscle strength and limit of stability in older adults *Age and Ageing* 38: 119–23.
- MICHAËLSSON, K., H. OLOFSSON., K. JENSEVIK., S. LARSSON., H. MALLMIN., L. BERGLUND., B. VESSBY. & H. MELHUS. 2007. Leisure Physical Activity and the Risk of Fracture in Men. (ed.)S. Ralston *PLoS Medicine* 4: e199.
- MIXCO, A., M. REYNOLDS., B. TRACY. & R.F. REISER. 2012. Aging-Related Cocontraction Effects During Ankle Strategy Balance Recovery Following Tether Release in Women *Journal of Motor Behavior* 44: 1–11.
- MIYAKE, A., N.P. FRIEDMAN., M.J. EMERSON., A.H. WITZKI., A. HOWERTER. & T.D. WAGER. 2000. The Unity and Diversity of Executive Functions and Their Contributions to Complex 'Frontal Lobe' Tasks: A Latent Variable Analysis *Cognitive Psychology* 41: 49–100.
- MOAYYERI, A. 2008. The Association Between Physical Activity and Osteoporotic Fractures: A Review of the Evidence and Implications for Future Research *Annals of Epidemiology* 18: 827–35.
- MOE-NILSSEN, R., M.K. AASLUND., C. HODT-BILLINGTON. & J.L. HELBOSTAD. 2010. Gait variability measures may represent different constructs *Gait & Posture* 32: 98–101.
- MONACO, V., L.A. RINALDI., G. MACRÌ. & S. MICERA. 2009. During walking elders increase efforts at proximal joints and keep low kinetics at the ankle *Clinical Biomechanics* 24: 493–98.
- MONTGOMERY, P. & J. DENNIS. 2004. A systematic review of non-pharmacological therapies for sleep problems in later life *Sleep Medicine Reviews* 8: 47–62.
- MONTGOMERY, S.A. & M. ASBERG. 1979. A new depression scale designed to be sensitive to change *The British Journal of Psychiatry: The Journal of Mental Science* 134: 382–89.
- MORELAND, J.D., J.A. RICHARDSON., C.H. GOLDSMITH. & C.M. CLASE. 2004. Muscle weakness and falls in older adults: a systematic review and meta-analysis *Journal of the American Geriatrics Society* 52: 1121–1129.
- MORLEY, J.E., R.N. BAUMGARTNER., R. ROUBENOFF., J. MAYER. & K.S. NAIR. 2001. Sarcopenia *The Journal of laboratory and clinical medicine* 137: 231–43.

- MOSOLE, S., U. CARRARO., H. KERN., S. LOEFLER., H. FRUHMANN., M. VOGELAUER., S. BURGGRAF., W. MAYR., M. KRENN., T. PATERNOSTRO-SLUGA., D. HAMAR., J. CVECKA., M. SEDLIAK., V. TIRPAKOVA., N. SARABON., A. MUSARÒ., M. SANDRI., F. PROTASI., A. NORI., A. POND. & S. ZAMPIERI. 2014. Long-term high-level exercise promotes muscle reinnervation with age *Journal of Neuropathology and Experimental Neurology* 73: 284–94.
- MUIR, S.W., K. GOPAUL. & M.M.M. ODASSO. 2012. The role of cognitive impairment in fall risk among older adults: a systematic review and meta-analysis *Age and Ageing* 41: 299–308.

N

- NAGAMATSU, L.S., C.L. HSU., M.W. VOSS., A. CHAN., N. BOLANDZADEH., T.C. HANDY., P. GRAF., B.L. BEATTIE. & T. LIU-AMBROSE. 2016. The Neurocognitive Basis for Impaired Dual-Task Performance in Senior Fallers *Frontiers in Aging Neuroscience*, 20.
- NAGAMATSU, L.S., M. VOSS., M.B. NEIDER., J.G. GASPAR., T.C. HANDY., A.F. KRAMER. & T.Y.L. LIU-AMBROSE. 2011. Increased cognitive load leads to impaired mobility decisions in seniors at risk for falls. *Psychology and Aging* 26: 253–59.
- NAKAMURA, K., R. OSHIKI., R. KOBAYASHI., M. OYAMA., T. SAITO., T. NISHIWAKI., M. NASHIMOTO. & Y. TSUCHIYA. 2011. Postural sway velocity predicts osteoporotic fracture in community-dwelling elderly Japanese women: the Muramatsu Study *Age and Ageing* 40: 132–35.
- NASHNER, L.M. & G. MCCOLLUM. 1985. The organization of human postural movements: A formal basis and experimental synthesis *Behavioral and Brain Sciences* 8: 135–150.
- NASREDDINE, Z.S., N.A. PHILLIPS., V. BÉDIRIAN., S. CHARBONNEAU., V. WHITEHEAD., I. COLLIN., J.L. CUMMINGS. & H. CHERTKOW. 2005. The Montreal Cognitive Assessment, MoCA: a brief screening tool for mild cognitive impairment *Journal of the American Geriatrics Society* 53: 695–99.
- NEVITT, M.C., S.R. CUMMINGS., S. KIDD. & D. BLACK. 1989. Risk factors for recurrent nonsyncopal falls. A prospective study *JAMA* 261: 2663–68.
- NEWMAN, A.B., V. KUPELIAN., M. VISSER., E.M. SIMONSICK., B.H. GOODPASTER., S.B. KRITCHEVSKY., F.A. TYLAVSKY., S.M. RUBIN. & T.B. HARRIS. 2006. Strength, but not muscle mass, is associated with mortality in the health, aging and body composition study cohort *The Journals of Gerontology. Series A, Biological Sciences and Medical Sciences* 61: 72–77.
- NGUYEN, N.D., C. PONGCHAIYAKUL., J.R. CENTER., J.A. EISMAN. & T.V. NGUYEN. 2005. Identification of High-Risk Individuals for Hip Fracture: A 14-Year Prospective Study *Journal of Bone and Mineral Research* 20: 1921–28.
- NOBILI, A., S. GARATTINI. & P.M. MANNUCCI. 2011. Multiple diseases and polypharmacy in the elderly: challenges for the internist of the third millennium *Journal of Comorbidity* 1: 28–44.
- NORDELL, E., G.-B. JARNLO., C. JETSÉN., L. NORDSTRÖM. & K.-G. THORNGREN. 2000. Accidental falls and related fractures in 65-74 year olds: A retrospective study of 332 patients *Acta Orthopaedica Scandinavica* 71: 175–79.
- NORTON, R., A.J. CAMPBELL., T. LEE-JOE., E. ROBINSON. & M. BUTLER. 1997. Circumstances of falls resulting in hip fractures among older people *Journal of the American Geriatrics Society* 45: 1108–12.
- NUHR, M.J., D. PETTE., R. BERGER., M. QUITTAN., R. CREVENNA., M. HUELSMAN., G.F. WIESINGER., P. MOSER., V. FIALKA-MOSER. & R. PACHER. 2004. Beneficial effects of chronic low-frequency stimulation of thigh muscles in patients with advanced chronic heart failure *European Heart Journal* 25: 136–43.

O

- OBISESAN, T.O. 2009. Hypertension and Cognitive Function *Clinics in Geriatric Medicine* 25: 259–88.
- ORR, R. 2010. Contribution of muscle weakness to postural instability in the elderly. A systematic review *European Journal of Physical and Rehabilitation Medicine* 46: 183–220.

- ORR, R., N.J. DE VOS., N.A. SINGH., D.A. ROSS., T.M. STAVRINOS. & M.A. FIATARONE-SINGH. 2006. Power training improves balance in healthy older adults *The Journals of Gerontology. Series A, Biological Sciences and Medical Sciences* 61: 78–85.
- ORR, R., J. RAYMOND. & M.F. SINGH. 2008. Efficacy of progressive resistance training on balance performance in older adults *Sports Medicine* 38: 317–343.
- ORSINI, A., L. CHIACCHIO., M. CINQUE., C. COCCHIARO., O. SCHIAPPA. & D. GROSSI. 1986. EFFECTS OF AGE, EDUCATION AND SEX ON TWO TESTS OF IMMEDIATE MEMORY: A STUDY OF NORMALSUBJECTS FROM 20 TO 99 YEARS OF AGE *Perceptual and Motor Skills* 63: 727–32.
- OWEN, A.M., K.M. MCMILLAN., A.R. LAIRD. & E. BULLMORE. 2005. N-back working memory paradigm: a meta-analysis of normative functional neuroimaging studies *Human Brain Mapping* 25: 46–59.

P

- PAFFENBARGER, R.S., J.B. KAMPERT., I.M. LEE., R.T. HYDE., R.W. LEUNG. & A.L. WING. 1994. Changes in physical activity and other lifestyle patterns influencing longevity *Medicine and Science in Sports and Exercise* 26: 857–65.
- PAGE, P., C.C. FRANK. & R. LARDNER. 2010. *Assessment and treatment of muscle imbalance: the Janda approach*. Champaign, IL: Human Kinetics.
- PAILLARD, T., C. LAFONT., M.C. COSTES-SALON. & P. DUPUI. 2002. Comparison between three strength development methods on body composition in healthy elderly women. *The journal of nutrition, health & aging* 7: 117–19.
- PAILLARD, T., C. LAFONT. & P. DUPUI. 2005. Effets de la pratique de l'électrostimulation sur les activités posturocinétiques chez des sujets âgés sains *Science & Sports* 20: 95–98.
- PAILLARD, T., C. LAFONT., C. PERES., M.C. COSTES-SALON., J.M. SOULAT., R. MONTOYA. & P. DUPUI. 2005. L'électrostimulation surimposée à la contraction musculaire volontaire présente-t-elle un intérêt physiologique chez les sujets âgés? *Annales de Réadaptation et de Médecine Physique* 48: 20–28.
- PAILLARD, T., C. LAFONT., J.M. SOULAT., R. MONTOYA., M.-C. COSTES-SALON. & P. DUPUI. 2005. Short-term effects of electrical stimulation superimposed on muscular voluntary contraction in postural control in elderly women *Journal of Strength and Conditioning Research / National Strength & Conditioning Association* 19: 640–46.
- PARAN, E., O. ANSON. & D.T. LOWENTHAL. 2010. Cognitive function and antihypertensive treatment in the elderly: a 6-year follow-up study *American journal of therapeutics* 17: 358–64.
- PARIENTE, A., J.-F. DARTIGUES., J. BENICHOU., L. LETENNEUR., N. MOORE. & A. FOURRIER-RÉGLAT. 2008. Benzodiazepines and injurious falls in community dwelling elders *Drugs & Aging* 25: 61–70.
- PARVATANENI, K., S.J. OLNEY. & B. BROUWER. 2007. Changes in muscle group work associated with changes in gait speed of persons with stroke *Clinical Biomechanics* 22: 813–20.
- PATLA, A. & S. RIETDYK. 1993. Visual control of limb trajectory over obstacles during locomotion: effect of obstacle height and width *Gait & Posture* 1: 45–60.
- PERON, E.P., S.L. GRAY. & J.T. HANLON. 2011. Medication Use and Functional Status Decline in Older Adults: A Narrative Review *The American Journal of Geriatric Pharmacotherapy* 9: 378–91.
- PERRIN, P.P., C. JEANDEL., C.A. PERRIN. & M.C. B&EACUTE;N&EACUTE; 1997. Influence of Visual Control, Conduction, and Central Integration on Static and Dynamic Balance in Healthy Older Adults *Gerontology* 43: 223–31.
- PERRY, S.D. 2006. Evaluation of age-related plantar-surface insensitivity and onset age of advanced insensitivity in older adults using vibratory and touch sensation tests *Neuroscience Letters* 392: 62–67.
- PERRY, S.D., L.C. SANTOS. & A.E. PATLA. 2001. Contribution of vision and cutaneous sensation to the control of centre of mass (COM) during gait termination *Brain research* 913: 27–34.

- PETERSON, M.D., M.R. RHEA., A. SEN. & P.M. GORDON. 2010. Resistance exercise for muscular strength in older adults: A meta-analysis *Ageing Research Reviews* 9: 226–37.
- PETTY, S.J., K.D. HILL., N.E. HABER., L.M. PATON., K.M. LAWRENCE., S.F. BERKOVIC., M.J. SEIBEL., T.J. O'BRIEN. & J.D. WARK. 2010. Balance impairment in chronic antiepileptic drug users: a twin and sibling study *Epilepsia* 51: 280–88.
- PFEIFER, M., B. BEGEROW. & H.W. MINNE. 2002. Vitamin D and Muscle Function *Osteoporosis International* 13: 187–94.
- PIIRTOLA, M. & P. ERA. 2006. Force Platform Measurements as Predictors of Falls among Older People – A Review *Gerontology* 52: 1–16.
- PINHEIRO, J.C. & B.M. BATES. 2000. *Mixed-Effects Models in S and S-PLUS*. Statistics and Computing. New York: Springer-Verlag. <http://link.springer.com/10.1007/b98882>.
- PIRE, V., G. FOURNIER., D. SCHOEVAERDTS., A. SPINEWINE. & C. SWINE. 2009. Polymédication de la personne âgée *Louvain médical* 128: 235–40.
- PLOWMAN, S.A. & D.L. SMITH. 2008. *Exercise physiology for health, fitness, and performance*. Philadelphia: Wolters Kluwer Health/Lippincott Williams & Wilkins.
- PODSIADLO, D. & S. RICHARDSON. 1991. The timed 'Up & Go': a test of basic functional mobility for frail elderly persons *Journal of the American Geriatrics Society* 39: 142–48.
- POHL, P.S., J.K. STARTZELL., P.W. DUNCAN. & D. WALLACE. 2000. Reliability of lower extremity isokinetic strength testing in adults with stroke *Clinical Rehabilitation* 14: 601–7.
- POTIER, K., N. BENGUIGUI., R. KULPA. & C. CHAVOIX. 2014. Multiple Object Tracking While Walking: Similarities and Differences Between Young, Young-Old, and Old-Old Adults *The Journals of Gerontology. Series B, Psychological Sciences and Social Sciences*.
- POTTER, J.M., A.L. EVANS. & G. DUNCAN. 1995. Gait speed and activities of daily living function in geriatric patients *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* 76: 997–99.
- POWELL, L.E. & A.M. MYERS. 1995. The Activities-specific Balance Confidence (ABC) Scale *The Journals of Gerontology Series A: Biological Sciences and Medical Sciences* 50A: M28–34.
- PRINZ, P.N., K.E. MOE., E.M. DULBERG., L.H. LARSEN., M.V. VITIELLO., B. TOIVOLA. & G.R. MERRIAM. 1995. Higher plasma IGF-1 levels are associated with increased delta sleep in healthy older men *The Journals of Gerontology. Series A, Biological Sciences and Medical Sciences* 50: M222-226.
- PUGH, K.G. & L.A. LIPSITZ. 2002. The microvascular frontal-subcortical syndrome of aging *Neurobiology of Aging* 23: 421–31.
- PUGH, M.J.V., R.F. PALMER., M.L. PARCHMAN., E. MORTENSEN., K. MARKIDES. & D.V. ESPINO. 2007. Association of suboptimal prescribing and change in lower extremity physical function over time *Gerontology* 53: 445–53.

Q

- QIU, C., B. WINBLAD. & L. FRATIGLIONI. 2005. The age-dependent relation of blood pressure to cognitive function and dementia *The Lancet Neurology* 4: 487–99.
- QUITAN, M., G.F. WIESINGER., B. STURM., S. PUIG., W. MAYR., A. SOCHOR., T. PATERNOSTRO., K.L. RESCH., R. PACHER. & V. FIALKA-MOSER. 2001. Improvement of thigh muscles by neuromuscular electrical stimulation in patients with refractory heart failure: a single-blind, randomized, controlled trial *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation / Association of Academic Physiatrists* 80: 206-214-216, 224.

R

- REELICK, M.F., M.B. van IERSEL., R.P.C. KESSELS. & M.G.M.O. RIKKERT. 2009. The influence of fear of falling on gait and balance in older people *Age and Ageing* 38: 435–40.
- RICARD, C. & B. THÉLOT. 2007. Over a hundred thousand falls in elderly people each year in France. *Bull Epidemiol Heb*, sec. 37-38.

- RINGSBERG, K., P. GERDHEM., J. JOHANSSON. & K.J. OBRANT. 1999. Is there a relationship between balance, gait performance and muscular strength in 75-year-old women? *Age and Ageing* 28: 289–93.
- ROBERTSON, M.C., A.J. CAMPBELL., M.M. GARDNER. & N. DEVLIN. 2002. Preventing injuries in older people by preventing falls: a meta-analysis of individual-level data *Journal of the American Geriatrics Society* 50: 905–11.
- ROBINOVITCH, S.N., F. FELDMAN., Y. YANG., R. SCHONNOP., P.M. LEUNG., T. SARRAF., J. SIMS-GOULD. & M. LOUGHIN. 2013. Video capture of the circumstances of falls in elderly people residing in long-term care: an observational study *The Lancet* 381: 47–54.
- ROBINOVITCH, S.N., L. INKSTER., J. MAURER. & B. WARNICK. 2003. Strategies for avoiding hip impact during sideways falls *Journal of Bone and Mineral Research: The Official Journal of the American Society for Bone and Mineral Research* 18: 1267–73.
- RODRIGUEZ LOPEZ, S., C. NILSSON., R. LUND., P. MONTERO., R. FERNANDEZ-BALLESTEROS. & K. AVLUND. 2012. Social inequality in dynamic balance performance in an early old age Spanish population: The role of health and lifestyle associated factors *Archives of Gerontology and Geriatrics* 54: e139–45.
- ROLLAND, Y., C. DUPUY., G. ABELLAN VAN KAN., S. GILLETTE. & B. VELLAS. 2011. Treatment Strategies for Sarcopenia and Frailty *Medical Clinics of North America* 95: 427–38.
- ROLLAND, Y. & B. VELLAS. 2009. La sarcopénie *La Revue de Médecine Interne* 30: 150–60.
- ROOYACKERS, O.E. & K.S. NAIR. 1997. Hormonal regulation of human muscle protein metabolism *Annual Review of Nutrition* 17: 457–85.
- ROSANO, C., W.T. LONGSTRETH., R. BOUDREAU., C.A. TAYLOR., Y. DU., L.H. KULLER. & A.B. NEWMAN. 2011. High Blood Pressure Accelerates Gait Slowing in Well-Functioning Older Adults over 18-Years of Follow-Up: LONG-TERM EFFECT OF HYPERTENSION ON GAIT SLOWING *Journal of the American Geriatrics Society* 59: 390–97.
- ROSENGREN, B.E., E.L. RIBOM., J.-A. NILSSON., H. MALLMIN., O. LJUNGGREN., C. OHLSSON., D. MELLSTROM., M. LORENTZON., M. STEFANICK., J. LAPIDUS., P.C. LEUNG., A. KWOK., E. BARRETT-CONNOR., E. ORWOLL. & M.K. KARLSSON. 2012. Inferior physical performance test results of 10,998 men in the MrOS Study is associated with high fracture risk *Age and Ageing* 41: 339–44.
- ROUDSARI, B.S., B.E. EBEL., P.S. CORSO., N.-A.M. MOLINARI. & T.D. KOEPESELL. 2005. The acute medical care costs of fall-related injuries among the U.S. older adults *Injury* 36: 1316–22.
- RUBENSTEIN, L.Z. 2006. Falls in older people: epidemiology, risk factors and strategies for prevention *Age and Ageing* 35: ii37–ii41.
- RYDWIK, E., K. FRÄNDIN. & G. AKNER. 2004. Effects of physical training on physical performance in institutionalised elderly patients (70+) with multiple diagnoses *Age and Ageing* 33: 13–23.

S

- SABICK, M.B., J.G. HAY., V.K. GOEL. & S.A. BANKS. 1999. Active responses decrease impact forces at the hip and shoulder in falls to the side *Journal of Biomechanics* 32: 993–98.
- SAKURAI, R., Y. FUJIWARA., M. ISHIHARA., T. HIGUCHI., H. UCHIDA. & K. IMANAKA. 2013. Age-related self-overestimation of step-over ability in healthy older adults and its relationship to fall risk *BMC Geriatrics* 13.
<http://bmcgeriatr.biomedcentral.com/articles/10.1186/1471-2318-13-44>.
- SAKURAI, R., Y. FUJIWARA., M. ISHIHARA., M. YASUNAGA., S. OGAWA., H. SUZUKI. & K. IMANAKA. 2016. Self-estimation of physical ability in stepping over an obstacle is not mediated by visual height perception: a comparison between young and older adults *Psychological Research*. <http://link.springer.com/10.1007/s00426-016-0779-9>.
- SALAT, D.H. 2004. Thinning of the Cerebral Cortex in Aging *Cerebral Cortex* 14: 721–30.
- SAMUEL, D. & P.J. ROWE. 2009. Effect of Ageing on Isometric Strength through Joint Range at Knee and Hip Joints in Three Age Groups of Older Adults *Gerontology* 55: 621–29.
- SANDLER, R. & S. ROBINOVITCH. 2001. An analysis of the effect of lower extremity strength on impact severity during a backward fall *Journal of Biomechanical Engineering* 123: 590–98.

- SCHONNOP, R., Y. YANG., F. FELDMAN., E. ROBINSON., M. LOUGHIN. & S.N. ROBINOVITCH. 2013. Prevalence of and factors associated with head impact during falls in older adults in long-term care *Canadian Medical Association Journal* 185: E803–10.
- SCICCHITANO, B.M., E. RIZZUTO. & A. MUSARÒ. 2009. Counteracting muscle wasting in aging and neuromuscular diseases: the critical role of IGF-1 *Aging* 1: 451–57.
- SEGEV-JACUBOVSKI, O., T. HERMAN., G. YOGEV-SELIGMANN., A. MIRELMAN., N. GILADI. & J.M. HAUSDORFF. 2011. The interplay between gait, falls and cognition: can cognitive therapy reduce fall risk? *Expert Review of Neurotherapeutics* 11: 1057–75.
- SHELDON, J.H. 1963. The effect of age on the control of sway *Gerontologia Clinica* 5: 129–38.
- SHERRINGTON, C., J.C. WHITNEY., S.R. LORD., R.D. HERBERT., R.G. CUMMING. & J.C.T. CLOSE. 2008. Effective Exercise for the Prevention of Falls: A Systematic Review and Meta-Analysis: EFFECTIVE EXERCISE FOR THE PREVENTION OF FALLS *Journal of the American Geriatrics Society* 56: 2234–43.
- SHUMWAY-COOK, A., S. BRAUER. & M. WOOLLACOTT. 2000. Predicting the Probability for Falls in Community-Dwelling Older Adults Using the Timed Up & Go Test *Physical Therapy* 80: 896–903.
- SHUMWAY-COOK, A., M. WOOLLACOTT., K.A. KERNS. & M. BALDWIN. 1997. The effects of two types of cognitive tasks on postural stability in older adults with and without a history of falls *The Journals of Gerontology Series A: Biological Sciences and Medical Sciences* 52: M232–40.
- SHUTO, H., O. IMAKYURE., J. MATSUMOTO., T. EGAWA., Y. JIANG., M. HIRAKAWA., Y. KATAOKA. & T. YANAGAWA. 2010. Medication use as a risk factor for inpatient falls in an acute care hospital: a case-crossover study: Case-crossover study on medication use and fall events *British Journal of Clinical Pharmacology* 69: 535–42.
- SIMONEAU, E., A. MARTIN. & J. VAN HOECKE. 2005. Muscular performances at the ankle joint in young and elderly men *The Journals of Gerontology Series A: Biological Sciences and Medical Sciences* 60: 439–447.
- SINK, K.M., X. LENG., J. WILLIAMSON., S.B. KRITCHEVSKY., K. YAFFE., L. KULLER., S. YASAR., H. ATKINSON., M. ROBBINS., B. PSATY. & D.C. GOFF. 2009. Angiotensin-Converting Enzyme Inhibitors and Cognitive Decline in Older Adults With Hypertension: Results From the Cardiovascular Health Study *Archives of Internal Medicine* 169: 1195.
- SIRIS ES, CHEN Y, ABBOTT TA & ET AL 2004. BOne mineral density thresholds for pharmacological intervention to prevent fractures *Archives of Internal Medicine* 164: 1108–12.
- SIROIS, C., N. OUELLET. & E. REEVE. 2016. Community-dwelling older people's attitudes towards deprescribing in Canada *Research in Social and Administrative Pharmacy*. <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S155174111630359X>.
- SKELTON, D.A. & N. BEYER. 2003. Exercise and injury prevention in older people *Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports* 13: 77–85.
- SKINNER, H.B., R.L. BARRACK. & S.D. COOK. 1984. Age-related decline in proprioception *Clinical orthopaedics and related research*: 208–11.
- SPRINGER, S., N. GILADI., C. PERETZ., G. YOGEV., E.S. SIMON. & J.M. HAUSDORFF. 2006. Dual-tasking effects on gait variability: The role of aging, falls, and executive function *Movement Disorders* 21: 950–57.
- STARK, S.L., C.M. ROE., E.A. GRANT., H. HOLLINGSWORTH., T.L. BENZINGER., A.M. FAGAN., V.D. BUCKLES. & J.C. MORRIS. 2013. Preclinical Alzheimer disease and risk of falls *Neurology* 81: 437–43.
- STELMACH, G.E. & C.J. WORRINGHAM. 1985. Sensorimotor deficits related to postural stability. Implications for falling in the elderly *Clinics in Geriatric Medicine* 1: 679–94.
- Stepping Into Better Health—The Insidious Neuroma | APOM 2016. Accessed September 1. <http://www.apom.com/stepping-into-better-health-the-insidious-neuroma/>.
- STEVENS, J. & E. SOGOLOW. 2005. Gender differences for non-fatal unintentional fall related injuries among older adults *Injury Prevention* 11: 115–19.
- STEVENS, K.N., I.A. LANG., J.M. GURALNIK. & D. MELZER. 2008. Epidemiology of balance and dizziness in a national population: findings from the English Longitudinal Study of Ageing *Age and Ageing* 37: 300–305.

- STRAIGHT, C.R., J.B. LINDHEIMER., A.O. BRADY., R.K. DISHMAN. & E.M. EVANS. 2016. Effects of Resistance Training on Lower-Extremity Muscle Power in Middle-Aged and Older Adults: A Systematic Review and Meta-Analysis of Randomized Controlled Trials *Sports Medicine* 46: 353–64.
- STRASSER, E.M., S. STÄTTNER., J. KARNER., M. KLIMPFINGER., M. FREYNHOFER., V. ZALLER., A. GRAF., B. WESSNER., N. BACHL., E. ROTH. & M. QUITTAN. 2009. Neuromuscular Electrical Stimulation Reduces Skeletal Muscle Protein Degradation and Stimulates Insulin-Like Growth Factors in an Age- and Current-Dependent Manner: A Randomized, Controlled Clinical Trial in Major Abdominal Surgical Patients *Annals of Surgery* 249: 738–43.
- STROOP, J.R. 1935. Studies of interference in serial verbal reactions. *Journal of Experimental Psychology* 18: 643–62.

T

- T PAILLARD, C.L. 2004. Neuromuscular effects of three training methods in ageing women. *The Journal of sports medicine and physical fitness* 44: 87–91.
- 2005. [Is electrical stimulation with voluntary muscle contraction of physiologic interest in aging women?]. *Annales de réadaptation et de médecine physique : revue scientifique de la Société française de rééducation fonctionnelle de réadaptation et de médecine physique* 48: 20–28.
- The prevention of falls in later life. A report of the Kellogg International Work Group on the Prevention of Falls by the Elderly 1987 *Danish Medical Bulletin* 34 Suppl 4: 1–24.
- THELEN, D.G., A.B. SCHULTZ., N.B. ALEXANDER. & J.A. ASHTON-MILLER. 1996. Effects of Age on Rapid Ankle Torque Development *The Journals of Gerontology Series A: Biological Sciences and Medical Sciences* 51A: M226–32.
- TIDEIKSAAR, R. 2010. *Falls in older people: prevention & management*. 4th ed., Expanded ed. Baltimore: Health Professions Press.
- TINETTI, M.E., D.I. BAKER., G. MCAVAY., E.B. CLAUS., P. GARRETT., M. GOTTSCHALK., M.L. KOCH., K. TRAINOR. & R.I. HORWITZ. 1994. A Multifactorial Intervention to Reduce the Risk of Falling among Elderly People Living in the Community *New England Journal of Medicine* 331: 821–27.
- TINETTI, M.E., M. SPEECHLEY. & S.F. GINTER. 1988a. Risk factors for falls among elderly persons living in the community *The New England Journal of Medicine* 319: 1701–7.
- TROST, S.G., N. OWEN., A.E. BAUMAN., J.F. SALLIS. & W. BROWN. 2002. Correlates of adults' participation in physical activity: review and update *Medicine and Science in Sports and Exercise* 34: 1996–2001.
- TSE, A.C.Y., T.W.L. WONG. & P.H. LEE. 2015. Effect of Low-intensity Exercise on Physical and Cognitive Health in Older Adults: a Systematic Review *Sports Medicine - Open* 1. <http://www.sportsmedicine-open.com/content/1/1/37>.
- TSE, S.K. & D.M. BAILEY. 1992. T'ai chi and postural control in the well elderly *The American Journal of Occupational Therapy: Official Publication of the American Occupational Therapy Association* 46: 295–300.
- TWOROGER, S.S., Y. YASUI., M.V. VITIELLO., R.S. SCHWARTZ., C.M. ULRICH., E.J. AIELLO., M.L. IRWIN., D. BOWEN., J.D. POTTER. & A. MCTIERNAN. 2003. Effects of a yearlong moderate-intensity exercise and a stretching intervention on sleep quality in postmenopausal women *Sleep* 26: 830–36.

V

- VAN IERSEL, M.B., R.P.C. KESSELS., B.R. BLOEM., A.L.M. VERBEEK. & M.G.M. OLDE RIKKERT. 2008. Executive functions are associated with gait and balance in community-living elderly people *The Journals of Gerontology. Series A, Biological Sciences and Medical Sciences* 63: 1344–49.

- VAN SCHOOTEN, K.S., M. PIJNAPPELS., S.M. RISPENS., P.J.M. ELDERS., P. LIPS. & J.H. VAN DIEËN. 2015. Ambulatory Fall-Risk Assessment: Amount and Quality of Daily-Life Gait Predict Falls in Older Adults *The Journals of Gerontology Series A: Biological Sciences and Medical Sciences* 70: 608–15.
- VANDERTHOMMEN, M. & J. DUCHATEAU. 2007. Electrical stimulation as a modality to improve performance of the neuromuscular system *Exercise and Sport Sciences Reviews* 35: 180–85.
- VERGHESE, J., A. LEVALLEY., C.B. HALL., M.J. KATZ., A.F. AMBROSE. & R.B. LIPTON. 2006. Epidemiology of Gait Disorders in Community-Residing Older Adults *Journal of the American Geriatrics Society* 54: 255–61.
- VERHAEGHEN, P. & T.A. SALTHOUSE. 1997. Meta-analyses of age–cognition relations in adulthood: Estimates of linear and nonlinear age effects and structural models. *Psychological bulletin* 122: 231.
- VERHEYDEN, G.S., V. WEERDESTEYN., R.M. PICKERING., D. KUNKEL., S. LENNON., A.C. GEURTS. & A. ASHBURN. 2013. Interventions for preventing falls in people after stroke, in The Cochrane Collaboration (ed.) *Cochrane Database of Systematic Reviews*. Chichester, UK: John Wiley & Sons, Ltd. <http://doi.wiley.com/10.1002/14651858.CD008728.pub2>.
- VERSCHUEREN, S.M.P., S. BRUMAGNE., S.P. SWINNEN. & P.J. CORDO. 2002. The effect of aging on dynamic position sense at the ankle *Behavioural Brain Research* 136: 593–603.
- VIGUIER, M. 2009. *Influence du changement de l'angle d'incidence entre le vecteur gravitationnel terrestre et l'axe sagittal du rachis sur les performances posturales statiques et dynamiques d'un individu*. Toulouse 3. <http://www.theses.fr/2009TOU30250>.
- VINCIGUERRA, M., A. MUSARO. & N. ROSENTHAL. 2010. Regulation of muscle atrophy in aging and disease *Advances in Experimental Medicine and Biology* 694: 211–33.
- VISSCHEDIJK, J., W. ACHTERBERG., R. VAN BALEN. & C. HERTOOGH. 2010. Fear of Falling After Hip Fracture: A Systematic Review of Measurement Instruments, Prevalence, Interventions, and Related Factors: FEAR OF FALLING AFTER HIP FRACTURE *Journal of the American Geriatrics Society* 58: 1739–48.
- VISSER, H. 1983. Gait and balance in senile dementia of Alzheimer's type *Age and Ageing* 12: 296–301.
- VOGT, M.T., J.A. CAULEY., M.M. TOMAINO., K. STONE., J.R. WILLIAMS. & J.H. HERNDON. 2002. Distal Radius Fractures in Older Women: A 10-Year Follow-Up Study of Descriptive Characteristics and Risk Factors. The Study of Osteoporotic Fractures *Journal of the American Geriatrics Society* 50: 97–103.

W

- WALL, B.T., M.L. DIRKS., L.B. VERDIJK., T. SNIJDERS., D. HANSEN., P. VRANCKX., N.A. BURD., P. DENDALE. & L.J.C. VAN LOON. 2012. Neuromuscular electrical stimulation increases muscle protein synthesis in elderly type 2 diabetic men *American Journal of Physiology. Endocrinology and Metabolism* 303: E614–623.
- WARBURTON, D.E.R., C.W. NICOL. & S.S.D. BREDIN. 2006. Health benefits of physical activity: the evidence *CMAJ: Canadian Medical Association journal = journal de l'Association medicale canadienne* 174: 801–9.
- WARE, J.E. & C.D. SHERBOURNE. 1992. The MOS 36-item short-form health survey (SF-36). I. Conceptual framework and item selection *Medical Care* 30: 473–83.
- WATERS, R.L., B.R. LUNSFORD., J. PERRY. & R. BYRD. 1988. Energy-speed relationship of walking: Standard tables *Journal of Orthopaedic Research* 6: 215–22.
- WEERDESTEYN, V., H. RIJKEN., A.C.H. GEURTS., B.C.M. SMITS-ENGELSMAN., T. MULDER. & J. DUYSSENS. 2006. A Five-Week Exercise Program Can Reduce Falls and Improve Obstacle Avoidance in the Elderly *Gerontology* 52: 131–41.
- WEI, T.-S., C.-J. HUANG., S.-K. CHEN., L.-Y. GUO. & W.-L. WU. 2012. Effects of age on attentional demands and postural control of obstacle crossing: Evidence from a dual-task approach *Journal of Medical and Biological Engineering* 32: 36–41.

- WELMERINK, D.B., W.T. LONGSTRETH., M.F. LYLES. & A.L. FITZPATRICK. 2010. Cognition and the Risk of Hospitalization for Serious Falls in the Elderly: Results From the Cardiovascular Health Study *The Journals of Gerontology Series A: Biological Sciences and Medical Sciences* 65A: 1242–49.
- WELTER, M.-L., M.C. DO., N. CHASTAN., F. TORNY., F. BLOCH., S. TÉZENAS DU MONTCEL. & Y. AGID. 2007. Control of vertical components of gait during initiation of walking in normal adults and patients with progressive supranuclear palsy *Gait & Posture* 26: 393–99.
- WEST, R.L. 1996. An application of prefrontal cortex function theory to cognitive aging *Psychological Bulletin* 120: 272–92.
- WHIPPLE, R.H., L.I. WOLFSON. & P.M. AMERMAN. 1987. The Relationship of Knee and Ankle Weakness to Falls in Nursing Home Residents: An Isokinetic Study *Journal of the American Geriatrics Society* 35: 13–20.
- WHITE, R., I. AGOURIS., R.D. SELBIE. & M. KIRKPATRICK. 1999. The variability of force platform data in normal and cerebral palsy gait *Clinical Biomechanics* 14: 185–92.
- WHITNEY, J., J.C.T. CLOSE., S.R. LORD. & S.H.D. JACKSON. 2012. Identification of high risk fallers among older people living in residential care facilities: A simple screen based on easily collectable measures *Archives of Gerontology and Geriatrics* 55: 690–95.
- WILCOCK, A., M. MADDOCKS., M. LEWIS., P. HOWARD., J. FRISBY., S. BELL., B. EL KHOURY., C. MANDERSON., H. EVANS. & S. MOCKETT. 2008. Use of a Cybex NORM dynamometer to assess muscle function in patients with thoracic cancer *BMC Palliative Care* 7: 3.
- WINEGARD, K.J., A.L. HICKS., D.G. SALE. & A.A. VANDERVOORT. 1996. A 12-Year Follow-up Study of Ankle Muscle Function in Older Adults *The Journals of Gerontology Series A: Biological Sciences and Medical Sciences* 51A: B202–7.
- WINTER, D.A. 1995. Human balance and posture control during standing and walking *Gait & posture* 3: 193–214.
- WINTER, D.A., A.E. PATLA., J.S. FRANK. & S.E. WALT. 1990. Biomechanical walking pattern changes in the fit and healthy elderly *Physical Therapy* 70: 340–47.
- WOLFSON, L., J. JUDGE., R. WHIPPLE. & M. KING. 1995. Strength is a major factor in balance, gait, and the occurrence of falls *The Journals of Gerontology. Series A, Biological Sciences and Medical Sciences* 50 Spec No: 64–67.
- WOLFSON, L., R. WHIPPLE., C. DERBY., J. JUDGE., M. KING., P. AMERMAN., J. SCHMIDT. & D. SMYERS. 1996. Balance and strength training in older adults: intervention gains and Tai Chi maintenance *Journal of the American Geriatrics Society* 44: 498–506.
- WOO, J., S.C. HO. & A.L.M. YU. 1999. Walking Speed and Stride Length Predicts 36 Months Dependency, Mortality, and Institutionalization in Chinese Aged 70 And Older *Journal of the American Geriatrics Society* 47: 1257–60.
- WOOD, J.M., P. LACHEREZ., A.A. BLACK., M.H. COLE., M.Y. BOON. & G.K. KERR. 2011. Risk of Falls, Injurious Falls, and Other Injuries Resulting from Visual Impairment among Older Adults with Age-Related Macular Degeneration *Investigative Ophthalmology & Visual Science* 52: 5088.
- WOOLLACOTT, M.H., A. SHUMWAY-COOK. & L.M. NASHNER. 1986. Aging and posture control: changes in sensory organization and muscular coordination *International Journal of Aging & Human Development* 23: 97–114.

Y

- YAMADA, M., T. AOYAMA., H. ARAI., K. NAGAI., B. TANAKA., K. UEMURA., S. MORI. & N. ICHIHASHI. 2012. Complex obstacle negotiation exercise can prevent falls in community-dwelling elderly Japanese aged 75 years and older: Obstacle avoidance exercise can prevent falls *Geriatrics & Gerontology International* 12: 461–67.
- YOGEV-SELIGMANN, G., J.M. HAUSDORFF. & N. GILADI. 2008. The role of executive function and attention in gait *Movement Disorders* 23: 329–42.
- YU, Y.-J., I.-S. SHIN., K.-K. LEE., T.-J. YOON., C.-S. CHOI. & C.-S. CHUNG. 2007. A KINEMATIC ANALYSIS OF ELDERLY GAIT WHILE STEPPING OVER OBSTACLES OF

Z

- ZAMPIERI, S., L. PIETRANGELO., S. LOEFLER., H. FRUHMANN., M. VOGELAUER., S. BURGGRAF., A. POND., M. GRIM-STIEGER., J. CVECKA., M. SEDLIAK., V. TIRPÁKOVÁ., W. MAYR., N. SARABON., K. ROSSINI., L. BARBERI., M.D. ROSSI., V. ROMANELLO., S. BONCOMPAGNI., A. MUSARÒ., M. SANDRI., F. PROTASI., U. CARRARO. & H. KERN. 2014. Lifelong Physical Exercise Delays Age-Associated Skeletal Muscle Decline *The Journals of Gerontology Series A: Biological Sciences and Medical Sciences*, glu006.
- ZECEVIC, A.A., A.W. SALMONI., M. SPEECHLEY. & A.A. VANDERVOORT. 2006. Defining a fall and reasons for falling: comparisons among the views of seniors, health care providers, and the research literature *The Gerontologist* 46: 367–76.
- ZIERE, G., J.P. DIELEMAN., A. HOFMAN., H. a. P. POLS., T.J.M. VAN DER CAMMEN. & B.H.C. STRICKER. 2006. Polypharmacy and falls in the middle age and elderly population *British Journal of Clinical Pharmacology* 61: 218–23.
- ZOMEREN, A.H. van. & W.H. BROUWER. 1994. *Clinical neuropsychology of attention*. New York: Oxford University Press.



Polypharmacy Cut-Off for Gait and Cognitive Impairments

Antoine Langeard^{1†}, Kristell Pothier^{1†}, Remy Morello², Véronique Lelong-Boulouard³, Pascale Lescure⁴, Marie-Laure Bocca¹, Christian Marcelli⁵, Pablo Descatoire⁴ and Chantal Chavoix^{1*}

¹ Normandie Université, Université de Caen Normandie, Institut National de la Santé et de la Recherche Médicale, COMETE, Caen, France, ² Centre Hospitalier Universitaire de Caen, Departments of Statistics and Clinical Research, Normandie Université, Université de Caen Normandie, Caen, France, ³ Centre Hospitalier Universitaire de Caen, Departments of Pharmacology, Normandie Université, Université de Caen Normandie Université, Institut National de la Santé et de la Recherche Médicale, COMETE, Caen, France, ⁴ Centre Hospitalier Universitaire de Caen, Departments of Geriatrics, Normandie Université, Université de Caen Normandie Université, Institut National de la Santé et de la Recherche Médicale, COMETE, Caen, France, ⁵ Centre Hospitalier Universitaire de Caen, Departments of Rheumatology, Normandie Université, Institut National de la Santé et de la Recherche Médicale, COMETE, Caen, France

OPEN ACCESS

Edited by:

Iñaki Gutiérrez-Ibarluzea,
OSTEBA – Basque Office for Health
Technology Assessment, Spain

Reviewed by:

Domenico Criscuolo,
Genovax, Italy
Sandor Kerpel-Fronius,
Semmelweis University, Hungary

*Correspondence:

Chantal Chavoix
chavoix-c@phycog.org

[†]These authors have contributed
equally to this work.

Specialty section:

This article was submitted to
Pharmaceutical Medicine
and Outcomes Research,
a section of the journal
Frontiers in Pharmacology

Received: 05 July 2016

Accepted: 22 August 2016

Published: 31 August 2016

Citation:

Langeard A, Pothier K, Morello R,
Lelong-Boulouard V, Lescure P,
Bocca M-L, Marcelli C, Descatoire P
and Chavoix C (2016) Polypharmacy
Cut-Off for Gait and Cognitive
Impairments.
Front. Pharmacol. 7:296.
doi: 10.3389/fphar.2016.00296

Background: Polypharmacy is a well-established risk factor for falls, and these are one of the major health problems that affect the quality of life as people age. However, the risk of mobility and cognitive impairments consecutive to polypharmacy has been little addressed, despite the association between these adverse outcomes and falls. Moreover, the rare polypharmacy cut-offs were all but one arbitrarily determined.

Objective: Studying relationships between polypharmacy and both mobility and cognitive impairments, and statistically determining a cut-off point in the number of medicinal molecule beyond which polypharmacy has deleterious consequences with respect to mobility and cognitive impairment.

Methods: We enrolled 113 community-dwelling adults aged 55 years and older with a fall history, with or without injury, in the previous year. We carefully collected information about daily medicinal molecules taken. We assessed basic mobility and global cognition with the Time-Up-and-Go and the Montreal Cognitive Assessment (MoCA) test, respectively (clinicaltrials.gov NCT02292316).

Results: Timed-Up and Go test and MoCA scores were both significantly correlated with the number of molecule, used. Receiver Operating Characteristic curves indicate, with high prediction ($p < 0.002$), that daily consumption of five or more molecules is associated with risk for both impaired mobility and global cognition. These relationships were independent of the number of comorbidities and of the pharmacological class.

Conclusion: Community-dwelling adults aged 55 years and older who take five or more daily medicinal molecules are at high risk for both mobility and cognitive impairments. Physicians and patients should be aware of these new findings, especially when there are multiple prescribers involved in the care of the patient.

Keywords: polypharmacy, cut-off, mobility, gait, cognition, middle age, aging

INTRODUCTION

Some drugs are well-known for increasing the risk of falling, especially psychotropics (Hartikainen et al., 2007). Concomitant use of several pharmacological molecules, here called polypharmacy, is also incriminated in falls regardless of their pharmacological class (Tinetti et al., 1988; Ambrose et al., 2013; Fried et al., 2014) because of the deleterious drug–drug interactions that result from

interferences between pharmacokinetic and pharmacodynamic properties of the different drugs (Chen et al., 2014). The more drugs people take, the more drug–drug interactions occur (Johnell and Klarin, 2007), and the higher the fall risk is (Kojima et al., 2011). Nevertheless, adverse effects of polypharmacy are seldom taken into consideration by the physicians, partly because of lack of awareness.

Gait and cognitive disorders are two other major risk factors for falls in older adults (Tinetti et al., 1988; Ambrose et al., 2013). However, the number of medicinal molecules that can result in mobility and cognitive impairment has rarely been addressed. A negative linear relationship has previously been reported between the number of medications used and a composite score of balance measures (Agostini et al., 2004). Participants taking five or more medications showed worsened functional abilities over a 7-year follow-up (Pugh et al., 2007). One of the rare studies in the cognitive field showed that incidence of dementia increases steadily with the number of medications used (Lai et al., 2012). The only study that used the Receiver Operating Characteristic (ROC), a powerful tool for risk prediction, to search for a number of medications that could predict cognitive impairment could not find a cut-off value that led to accurate prediction (Gnjidic et al., 2012).

Adverse effects of polypharmacy on dynamic balance and cognition were all observed in populations of over 65 years (Agostini et al., 2004; Pugh et al., 2007; Gnjidic et al., 2012; Lai et al., 2012). Fall risk has, however, been associated with the use of polypharmacy when the study population included younger individuals of 55–65 years (Ziere et al., 2006). This is an important finding since many younger adults are also polymedicated and that occurrence of adverse health outcomes associated with polypharmacy would be even more worrying if occurring so early in life.

The objective of the present study was thus to determine whether, and to what extent, polypharmacy could lead to mobility and cognitive impairments. This was performed in two ways in community-dwelling adults aged 55 years and older: (i) by exploring the relationships between the number of pharmacological molecules taken and both basic mobility and cognitive performance; and (ii) by determining whether there is an optimal number of molecules that could discriminate risk for mobility and cognitive impairment using statistical method for risk prediction.

MATERIALS AND METHODS

Patients

We enrolled 113 individuals over 55 years old who all had experienced one or more falls, either with or without injury, in the year prior to the study. We recruited them among community-dwelling older adults through official bulletin boards at the University hospital in Caen (France) and advertisements in medical offices over a 3-year period. Exclusion criteria assessed by the physicians were: a high-energy fall (e.g., fall down the stairs or from collision), inability to walk for 15 m without help, pathologies that affect posture, drinking more than 21 units

of alcohol per week (14 for women), and impaired vision (acuity < 6/10).

The present study was approved by the Lower Normandy Ethics Committee (no. 2011A00556-35; clinical trial registration number: NCT02292316). Each participant provided written informed consent.

Outcome Measures

We collected information about drugs, vitamins, and supplements taken via medical prescriptions which was confirmed by history taking during the clinical examination. We used the total number of prescribed molecules to estimate medication exposure (e.g., two molecules were counted in case of the combination of two molecules in a single tablet), and the Kaplan–Feinstein scale (Kaplan and Feinstein, 1974) to determine the number of comorbidities.

We assessed basic functional mobility with the Timed-Up and Go test (TUG) that requires standing up from an arm chair, walking 3 m, turning, walking back to the chair, and sitting down. The task was performed twice at a comfortable pace, and we recorded the shortest time to complete the task. We measured global cognition with the Montreal Cognitive Assessment test (MoCA; Nasreddine et al., 2005), a 30-point test that covers six cognitive domains: visuospatial/executive functions, naming, attention, abstraction, recall, and orientation. Cut-off score for impairment was based on the normative reference values corrected for age for the TUG (Bohannon, 2006), and set at 26/30 for the MoCA (Nasreddine et al., 2005). The experimenters who performed the gait and cognitive evaluation were blind to participants' medical treatment.

Statistical Analysis

We used adjusted Pearson correlations to analyze relationships between the number of pharmacological molecules taken and mobility score, cognitive score and number of comorbidities. Adjustment variables were age and body mass index (BMI) for the correlations with TUG score, and age only with those with the MoCA score that already takes into account education level.

We performed ROC analyses on TUG and MoCA scores (normal vs. impaired) to determine whether there is an optimal cut-off value for the number of molecules that could be responsible for cognitive and mobility impairments. The area under the ROC curve (AUC) provides a measure of accuracy of the prediction. We then performed several analyses using the optimal cut-off values thus obtained. First, we computed analyses of variance (ANOVAs) to compare TUG score, MoCA score, and the number of psychotropic, antihypertensive, opioid analgesic and others molecules between the participants taking fewer and “as many or more” molecules than the cut-off value. We verified the conditions of validity with Levene's test. Second, we explored the relationships between the number of molecules prescribed (\geq cut-off vs. $<$ cut-off) and (i) TUG score (impaired vs. normal), (ii) MoCA score ($<$ 26 vs. \geq 26), (iii) the comorbidities (cut-off as obtained in the “Results” Section, and (iv) the interactions between these three variables. We performed both univariate and multivariate logistic regressions on backward selection method. We selected the variables based on the likelihood score

statistic, and the adjustment variables were age and BMI when appropriate. We performed all analyses with IBM®SPSS®22.0 software.

RESULTS

Table 1 describes the characteristics of the study population. Mean TUG and MoCA scores were 9.39 ± 3.24 s and 26.47 ± 3.73 , respectively, and the number of participants with impaired TUG and MoCA scores was 39 and 27, respectively. The number of pharmacological molecules used was significantly correlated with the TUG score ($R = 0.322$; $p < 0.001$), the MoCA score ($R = -0.237$; $p < 0.004$), and the number of comorbidities ($R = 0.322$; $p < 0.001$). Regarding age of the study population, 34% were younger than 65 years old, and 38% were older than 75 years old.

Figure 1 that displays the ROC curves shows that the optimal cut-off values was 4.5 for both impaired TUG and MoCA scores with significant AUC for both scores ($p = 0.002$). Participants who took five or more molecules were thus more likely to show impaired TUG and MoCA performance than those who took fewer molecules. When considering this cut-off value, the ANOVAs showed that, compared to the participants taking fewer than five molecules, those taking five molecules and more (1) had significantly lower TUG and MoCA scores ($p < 0.001$ and 0.01 , respectively), and (2) took twice as many antihypertensives (0.56 ± 0.11 vs. 1.32 ± 0.12 ; $p < 10^{-5}$), four times more psychotropics (0.20 ± 0.07 vs. 0.56 ± 0.08 ; $p < 10^{-5}$), 10 times more opioid analgesics (0.02 ± 0.04 vs. 0.21 ± 0.04 ; $p < 10^{-5}$), and 2.5 times more molecules classified as others (1.40 ± 0.22 vs. 3.63 ± 0.25 ; $p < 10^{-5}$). Besides, using the ROC methodology with

this cut-off of five molecules, we found that participants taking five molecules and more were more likely to have at least two comorbidities (AUC: 0.790 ± 0.044 ; $p < 0.001$). This cut-off of two comorbidities was further used in the multivariate logistic regression analysis.

Univariate analyses showed that: (i) 64.1% of participants with impaired TUG and 33.8% with normal TUG were taking five or more molecules ($OR = 3.50$, 95% $CI = 1.55-5.89$; $p = 0.003$); and (ii) 59.5% of those with impaired MoCA scores and 35.2% with normal MoCA were taking five or more molecules ($OR = 2.71$, 95% $CI = 1.23-5.93$; $p = 0.013$). Furthermore, multivariate logistic regression analysis (**Table 2**) showed that impaired TUG and MoCA scores, and having two or more comorbidities, were each significantly associated with the use of at least five daily pharmacological molecules; the interactions between TUG score, MoCA score and the number of comorbidities were not significant.

DISCUSSION

To our knowledge, this is the first study to show that impaired mobility and global cognition, assessed here by the TUG and MoCA test, respectively, are both significantly correlated with the number of medicinal molecule taken. ROC curves indicate that daily consumption of five or more molecules results in both impaired TUG and MoCA scores. Logistic regression provides evidence that the relationships between this polypharmacy cut-off and mobility, and between polypharmacy cut-off and cognition, are independent of the relation between mobility and cognition, and of the number of comorbidities.

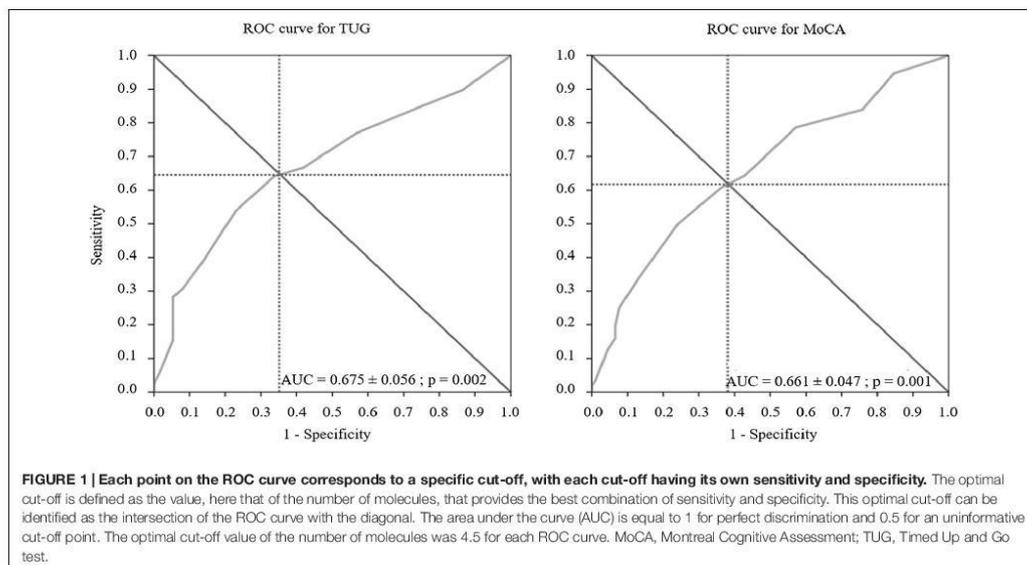
The poorer TUG score with the increased number of medicinal molecules used confirms the linear relationship between number of medications and impaired balance (Agostini et al., 2004). Furthermore, the reduced basic mobility with concomitant use of five or more medicinal molecules would be consistent with the association of polypharmacy cut-off of five drugs, arbitrary determined, with worsening of gait and balance at 7-year follow-up (Pugh et al., 2007). The present study is the first to define a polypharmacy cut-off value, of five medicinal molecules, for adverse outcomes on functional mobility, as assessed by a static and dynamic balance test, using statistical methods. The significant AUC of the ROC curve indicates that the prediction of impaired mobility when using five or more molecules is very accurate. Finally, the logistic regression analysis supports the validity of this cut-off value since it shows that participants with impaired TUG scores are 3.5 times more likely to be taking five or more pharmacological molecules.

The significant decrease in global cognition with the increased number of medicinal molecules taken is a new finding. It has only been reported that patients with dementia were more likely to use a higher number of medications per day than controls (Lai et al., 2012). Because participants in the present study had essentially normal cognition, our findings extend the deleterious effects of polypharmacy to a mainly cognitively intact population. The prediction of cognitive impairment when again taken five or more molecules

TABLE 1 | Characteristics of the study population ($n = 113$).

Age (mean \pm SD)	69 \pm 8.94
Women	89 (78.7%)
Years of education (mean \pm SD)	11,19 \pm 3.77
BMI (mean \pm SD)	27,15 \pm 5.34
Falls in the previous year (mean \pm SD)	1.78 \pm 1.99
Reason of falls	
Health problem ^a	7 (6.2%)
External events ^b	48 (42.5%)
Lack of attention ^c	50 (44.2%)
Mixed ^d	8 (7.1%)
Falls with no injury	33 (29.2%)
Medication exposure	99 (87.7%)
Molecules taken (mean \pm SD)	4.42 \pm 3.58
Participants by number of molecules taken	
0 molecule	14 (12.4%)
1 or 2 molecules	27 (23.9%)
3 or 4 molecules	22 (19.5%)
5 to 9 molecules	37 (32.7%)
≥ 10 molecules	13 (11.5%)

^ae.g., faintness and fatigue; ^be.g., slippery floor, icy conditions, non-visible obstacle in the dark, uneven ground, and inappropriate shoes; ^ce.g., while performing a secondary task and missing a step; ^dcombination of two or three above reasons.

**TABLE 2 | Results of the logistic regression analysis.**

Multivariate logistic regression	Number of molecules ≤ 5 vs. ≥ 5		
	OR	95% CI	p-value
MoCA (<26) vs. MoCA (≥ 26)	3.153	1.187 – 8.373	0.021
TUG (+) vs. TUG (-)	2.753	1.046 – 7.249	0.040
Number of comorbidities (<2 vs. ≥ 2)	8.730	3.000 – 25.404	$<10^{-3}$

MoCA, Montreal Cognitive Assessment; TUG, Timed Up and Go.

was again very good. Excessive polypharmacy (>10 drugs) has been shown to be associated with decline in cognitive capacity as measured by the Mini Mental State Examination (MMSE) in persons over 75 years old (Jyrkkä et al., 2011). However, Gnjdjic et al. (2012) did not find evidence of a polypharmacy cut-off that accurately predicted cognitive disorders, as determined by a diagnosis of mild cognitive disorders (MCI) or dementia in participants with impaired MMSE. Discrepancy with the present findings could be explained by the use of the MMSE, known to be less sensitive than the MoCA, for detecting slight cognitive deficits (Nasreddine et al., 2005). Finally, logistic regression analyses showed that participants with impaired MoCA scores are almost three times more likely to have been taking more than five molecules per day than five or fewer. This is thus the first study that, to our knowledge, identifies a polypharmacy cut-off for impaired cognition.

Importantly, logistic regression analyses provide evidence that the relationships between polypharmacy cut-off and mobility, and between polypharmacy cut-off and cognition, are independent of both the relation between mobility and

cognition, and the number of comorbidities. Noteworthy, all pharmacological classes are concerned by the present findings and not a specific class only. It should, however, be noted that the participants of the present study who took five or more molecules were the most likely to take drugs known to alter mobility or cognition (antihypertensive, psychotropic, opioid analgesic drugs. . .). Further investigations are thus required to determine the specific involvement of each class of medicinal molecule in people at risk for cognitive and mobility impairments.

Because our population was younger than those included in most polypharmacy studies [34% between 55 and 64 years vs. almost 100% ≥ 65 years (e.g., Agostini et al., 2004; Johnell and Klarin, 2007; Pugh et al., 2007; Kojima et al., 2011; Gnjdjic et al., 2012; Lai et al., 2012, respectively), our findings highlight that middle aged persons are also affected by the polypharmacy issue. Only rare studies have addressed the issue of the risks of falling (Ziere et al., 2006; Bennett et al., 2014), mobility impairments, in particular during dual walking task (Pothier et al., 2014) or polypharmacy (Bennett et al., 2014; Lu et al., 2015) at different stages of life in older adults. Further investigations would thus be useful for improving our understanding of the deleterious effects of polypharmacy at different stages of adult life in order to implement accurate strategies as soon as polypharmacy becomes a risk to people.

One could argue that the present findings may not be relevant for the general population since all participants had fallen in the previous year. Nevertheless, our population is very similar to the general population in many points: (i) a third did not require a medical consultation since the fall was harmless; (ii) an unavoidable external event was the cause of numerous falls (34.5%); (iii) cognitive and gait abilities were both in the normal

range [24% impaired MoCA score vs. 42% in community-dwelling women over 65 years old (Liu-Ambrose et al., 2008); mean TUG score of 9.39 s vs. 9.4 s in the same age group in Bohannon's meta-analysis (Bohannon, 2006)]; and (iv) the daily number of drugs taken was similar in our sample and in community-dwelling adults aged 60 years and older (4.4 vs. 4.5; e.g., Golden et al., 1999). The only difference from the general population comes from the mode of recruitment since we specifically searched for individuals who had fallen in the previous year. Since one may assume that most people will experience a fall during their life span, after sufficient time has elapsed, one may gather all individuals who would undergo a fall. Because 30–40% of the individuals older than 65 years fall every year (Tinetti et al., 1988), it is thus likely that after our 3 years of inclusion, we had collected a significant part of the general population.

Second, the number of falls and related injury were not considered in the statistical analysis because retrospective self-report in older adults, as recorded in the present study, often results in under-estimation of the true incidence of falls (Cummings et al., 1988), and they were only 29.2% of falls without injury, which limits the interest of intergroup comparisons. The issue of recurrent falls and severity of the falls will be addressed after the 2-years of follow-up presently in progress.

Finally, although our sample size is relatively small, the results of the multivariate logistic regression can be considered as robust because the confidence intervals for the values of the TUG and MoCA are relatively narrow despite this small sample size.

CONCLUSION

The present study indicates that the use of five or more pharmacological molecules constitutes a risk for both mobility and cognitive impairments in community-dwelling adults aged 55 years and older, at least in those who experienced a fall. This would likely explain a significant number of falls that occur in older adults, which would be supported by the same polypharmacy cut-off in the number of medications reported for the risk of falling (Gnjidic et al., 2012). This polypharmacy cut-off of five or more molecules should thus be considered by the physicians as a warning signal, especially when there are multiple prescribers involved in the care of the patient. Despite the obvious relation between polypathology and polypharmacy (Nobili et al., 2011) confirmed here, that makes health status the first determinant of polypharmacy, numerous studies provide evidence for possible reduction in the prescription of medication;

REFERENCES

- Agostini, J. V., Han, L., and Tinetti, M. E. (2004). The relationship between number of medications and weight loss or impaired balance in older adults. *J. Am. Geriatr. Soc.* 52, 1719–1723. doi: 10.1111/j.1532-5415.2004.52467.x
- Ambrose, A. F., Paul, G., and Hausdorff, J. M. (2013). Risk factors for falls among older adults: a review of the literature. *Maturitas* 75, 51–61. doi: 10.1016/j.maturitas.2013.02.009

for instance, inappropriate medications, insufficient efficacy of highly prescribed drugs and adverse drug–drug interactions (Farrell et al., 2013; Chen et al., 2014). The finding that five medicinal molecules and more are prescribed as soon as a patient shows two pathologies highlights the disproportion between polypathology and number of medicinal molecules taken. Thus, although it may often be impossible to limit the number of molecules used in patients with various and specific pathologies such as after myocardial infarction, physicians and patients should both be aware of these findings.

AUTHOR CONTRIBUTIONS

The study was designed by CC and CM. CC was responsible for supervision of the study. PL, CM and PD did the medical visits for inclusions and the collection of clinical data such as medical treatments. They also provided expertise in rheumatology and geriatrics for the results interpretation. M-LB and VL-B's pharmacological expertise contributed to the literature search and the data interpretation. RM performed the advanced statistical analysis, and thanks to his additional medical expertise, also took an important part in the data interpretation. Gait and cognitive data was collected and analyzed by AL and KP. The paper was written by AL, KP, and CC, and all the authors provided critical revisions of the manuscript for important intellectual content.

FUNDING

This work as well as KP were supported by a grant from the French Ministry of Health (PHRC Programme Hospitalier de Recherche Clinique 2011 no. 2011-A00534-37). KP was also supported by the Regional Council of Lower Normandy and the GRAAL association (Groupe de Recherche sur les Affections de l'Appareil Locomoteur).

ACKNOWLEDGMENTS

The authors would like to thank all the participants for their time and cooperation, Dr. Valérie Caridroit and Dr. Thiphaine Ciappuccini for their participation in the medical examinations, Nicolas Bessot for his contribution to gait data acquisition and involvement in preliminary investigations, Marion Hommet for the neuropsychological assessment, Anita Jamet for her contribution to the recruitment of the participants, and Valérie Constans for English proofreading.

- Bennett, A., Gnjidic, D., Gillett, M., Carroll, P., Matthews, S., Johnell, K., et al. (2014). Prevalence and impact of fall-risk-increasing drugs, polypharmacy, and drug–drug interactions in robust versus frail hospitalised falls patients: a prospective cohort study. *Drugs Aging* 31, 225–232. doi: 10.1007/s40266-013-0151-3
- Bohannon, R. W. (2006). Reference values for the timed up and go test: a descriptive meta-analysis. *J. Geriatr. Phys. Ther.* 2001, 64–68. doi: 10.1519/00139143-200608000-00004

- Chen, Y., Zhu, L.-L., and Zhou, Q. (2014). Effects of drug pharmacokinetic/pharmacodynamic properties, characteristics of medication use, and relevant pharmacological interventions on fall risk in elderly patients. *Ther. Clin. Risk Manag.* 10, 437–448. doi: 10.2147/TCRM.S63756
- Cummings, S. R., Nevitt, M. C., and Kidd, S. (1988). Forgetting falls. The limited accuracy of recall of falls in the elderly. *J. Am. Geriatr. Soc.* 36, 613–616. doi: 10.1111/j.1532-5415.1988.tb06155.x
- Farrell, B., Merkley, V. F., and Thompson, W. (2013). Managing polypharmacy in a 77-year-old woman with multiple prescribers. *CMAJ* 185, 1240–1245. doi: 10.1503/cmaj.122012
- Fried, T. R., O'Leary, J., Towle, V., Goldstein, M. K., Trentalange, M., and Martin, D. K. (2014). Health outcomes associated with polypharmacy in community-dwelling older adults: a systematic review. *J. Am. Geriatr. Soc.* 62, 2261–2272. doi: 10.1111/jgs.13153
- Gnjidic, D., Hilmer, S. N., Blyth, F. M., Naganathan, V., Waite, L., Seibel, M. J., et al. (2012). Polypharmacy cutoff and outcomes: five or more medicines were used to identify community-dwelling older men at risk of different adverse outcomes. *J. Clin. Epidemiol.* 65, 989–995. doi: 10.1016/j.jclinepi.2012.02.018
- Golden, A. G., Preston, R. A., Barnett, S. D., Llorente, M., Hamdan, K., and Silverman, M. A. (1999). Inappropriate medication prescribing in homebound older adults. *J. Am. Geriatr. Soc.* 47, 948–953. doi: 10.1111/j.1532-5415.1999.tb01289.x
- Hartikainen, S., Lönnroos, E., and Louhivuori, K. (2007). Medication as a risk factor for falls: critical systematic review. *J. Gerontol. A Biol. Sci. Med. Sci.* 62, 1172–1181. doi: 10.1093/gerona/62.10.1172
- Johnell, K., and Klarin, I. (2007). The relationship between number of drugs and potential drug-drug interactions in the elderly: a study of over 600,000 elderly patients from the Swedish Prescribed Drug Register. *Drug Saf.* 30, 911–918. doi: 10.2165/00002018-200730100-00009
- Jyrkkä, J., Enlund, H., Lavikainen, P., Sulkava, R., and Hartikainen, S. (2011). Association of polypharmacy with nutritional status, functional ability and cognitive capacity over a three-year period in an elderly population. *Pharmacoepidemiol. Drug Saf.* 20, 514–522. doi: 10.1002/pds.2116
- Kaplan, M. H., and Feinstein, A. R. (1974). The importance of classifying initial co-morbidity in evaluating the outcome of diabetes mellitus. *J. Chronic Dis.* 27, 387–404. doi: 10.1016/0021-9681(74)90017-4
- Kojima, T., Akishita, M., Nakamura, T., Nomura, K., Ogawa, S., Iijima, K., et al. (2011). Association of polypharmacy with fall risk among geriatric outpatients. *Geriatr. Gerontol. Int.* 11, 438–444. doi: 10.1111/j.1447-0594.2011.00703.x
- Lai, S.-W., Lin, C.-H., Liao, K.-F., Su, L.-T., Sung, F.-C., and Lin, C.-C. (2012). Association between polypharmacy and dementia in older people: a population-based case-control study in Taiwan. *Geriatr. Gerontol. Int.* 12, 491–498. doi: 10.1111/j.1447-0594.2011.00800.x
- Liu-Ambrose, T. Y., Ashe, M. C., Graf, P., Beattie, B. L., and Khan, K. M. (2008). Increased risk of falling in older community-dwelling women with mild cognitive impairment. *Phys. Ther.* 88, 1482–1491. doi: 10.2522/ptj.20080117
- Lu, W.-H., Wen, Y.-W., Chen, L.-K., and Hsiao, F.-Y. (2015). Effect of polypharmacy, potentially inappropriate medications and anticholinergic burden on clinical outcomes: a retrospective cohort study. *CMAJ* 187, E130–E137. doi: 10.1503/cmaj.141219
- Nasreddine, Z. S., Phillips, N. A., Bédirian, V., Charbonneau, S., Whitehead, V., Collin, I., et al. (2005). The Montreal Cognitive Assessment, MoCA: a brief screening tool for mild cognitive impairment. *J. Am. Geriatr. Soc.* 53, 695–699. doi: 10.1111/j.1532-5415.2005.53221.x
- Nobili, A., Garattini, S., and Mannucci, P. M. (2011). Multiple diseases and polypharmacy in the elderly: challenges for the internist of the third millennium. *J. Comorbidity* 1, 28–44. doi: 10.15256/joc.2011.1.4
- Pothier, K., Benguigui, N., Kulpa, R., and Chavoix, C. (2014). Multiple object tracking while walking: similarities and differences between young, young-old, and old-old adults. *J. Gerontol. B Psychol. Sci. Soc. Sci.* 70, 840–849. doi: 10.1093/geronb/gbu047
- Pugh, M. J. V., Palmer, R. F., Parchman, M. L., Mortensen, E., Markides, K., and Espino, D. V. (2007). Association of suboptimal prescribing and change in lower extremity physical function over time. *Gerontology* 53, 445–453. doi: 10.1159/000119460
- Tinetti, M. E., Speechley, M., and Ginter, S. F. (1988). Risk factors for falls among elderly persons living in the community. *N. Engl. J. Med.* 319, 1701–1707. doi: 10.1056/NEJM198812293192604
- Ziere, G., Dieleman, J. P., Hofman, A., Pols, H. A. P., van der Cammen, T. J. M., and Stricker, B. H. C. (2006). Polypharmacy and falls in the middle age and elderly population. *Br. J. Clin. Pharmacol.* 61, 218–223. doi: 10.1111/j.1365-2125.2005.02543.x

Conflict of Interest Statement: The authors declare that the research was conducted in the absence of any commercial or financial relationships that could be construed as a potential conflict of interest.

Copyright © 2016 Langeard, Pothier, Morello, Lelong-Boulouard, Lescure, Bocca, Marcelli, Descatoire and Chavoix. This is an open-access article distributed under the terms of the Creative Commons Attribution License (CC BY). The use, distribution or reproduction in other forums is permitted, provided the original author(s) or licensor are credited and that the original publication in this journal is cited, in accordance with accepted academic practice. No use, distribution or reproduction is permitted which does not comply with these terms.

La fracture post-chute du sujet âgé : une altération de la récupération de l'équilibre, de la marche et de la cognition

Antoine Langeard^{1,2}, Kristell Pothier^{1,2}, Nathalie Chastan^{1,3}, Christian Marcellin^{1,2,4}, Chantal Chavoix^{1,2}, Nicolas Bessot^{1,2}

¹INSERM, U1075 COMETE, Caen; ²Université de Normandie; ³CHU, Rouen; ⁴service de rhumatologie; ⁵CHU, Caen

POUITS
RENCO TRE

Introduction

Le vieillissement s'accompagne fréquemment d'altérations de la mobilité et de la cognition pouvant causer la chute des séniors qui est responsable de 87% des fractures (1).

Objectif: examiner le lien entre les fractures du membre supérieur et les performances d'équilibre, de marche et de cognition.

Méthodologie

Les performances de marche ainsi que celles d'équilibre après passage d'obstacle ont été comparées entre des personnes de plus de 55 ans victimes de chute avec fracture du membre supérieur et de chutes anodines (cf. procédure ci-dessous).

Les paramètres connus comme étant impliqués dans le risque de chute ainsi que la DMO ont aussi été retenus et comparés entre les groupes (Résultats 1):

- Age et niveau d'éducation
- Vitesse de marche et équilibre (vitesse AP COP stab et stat = Vitesse de déplacement Antéropostérieur du centre de pression lors en stabilisation ou en statique)
- Cognition (Minimal State et Montreal Cognitive Assessment)
- Peur de tomber (ABCs) et force de la main (HandGrip)

Résultats 1

Chuteurs fracturés	Chuteurs anodins	P-value	
Age (years)	70.30 ± 8.57	DNS	
Niveau d'éducation	11.00 ± 3.50	13.74 ± 4.89	0.004
Vitesse de marche	1,101 ± 0,173	1,197 ± 0,190	0,027
Vitesse AP COP stab	0,161 ± 0,0816	0,329 ± 0,293	<0,001
Vitesse AP COP stat	0,0219 ± 0,0046	0,0229 ± 0,0061	DNS
MMSE	28.18 ± 2.23	28.33 ± 1.64	DNS
MoCA	26.76 ± 3.17	27.79 ± 3.051	DNS
MoCA exécutive (/5)	4.22 ± 0.97	4.67 ± 0.64	0.016
DMO	-0.148 ± 0.204	-0.586 ± 0.187	DNS
ABCs (%)	76.09 ± 19.39	84.64 ± 10.71	0.018
Handgrip (kg)	17.31 ± 7.73	24.74 ± 8.30	<0.001

Une analyse linéaire mixte (LME) a ensuite été utilisée afin d'établir le poids de ces variables dans l'altération de la marche ou de l'équilibre observé ici (résultats 2).

Résultats 2 : Modèles selon LME

Le meilleur modèle statistique LME montre que:

I) La vitesse de marche dépend de la peur de tomber, du niveau d'éducation, mais n'est pas liée à la fracture

II) L'équilibre post-obstacle est principalement lié à la fracture, mais aussi à la peur de tomber.

Synthèse et hypothèses

Conclusion

L'altération de la stabilisation de l'équilibre semble particulièrement impliquée dans la fracture surtout lorsqu'elle est associée à une baisse des fonctions exécutives et de la force musculaire. C'est à prendre en compte dans les facteurs de risques et lors de l'élaboration de programmes préventifs.

Données et informations supplémentaires :

Contact : antoine.langeard@unice.fr
UFR STAPS, Université de Caen, Normandie

Bibliographie :

1. Fife D, Barnack J. Northwestern Ohio Trauma Study III: Fractures. *Ann. Emerg. Med.* 1986;14(3):244-8.
2. Dargent-Molina P, Schott AM, Hans D, Favier F, Goujeon H, Baudouin C, et al. Separate and Combined Effects of Osteoporosis and Falls on the Risk of Hip Fracture: Results from the EPIDOS Study. *Osteoporos Int.* 1999;9(2):188-92.
3. Ambrose AF, Paul G, Hausdorff JM. Risk factors for falls in older persons: a review of the literature. *Natuur.* 2013;75(1):51-64.

Annexe 3 : A specific gait profile under dual-task condition in injured older fallers. Poster présenté au GSA 2016

A SPECIFIC GAIT PROFILE UNDER DUAL-TASK CONDITION IN INJURED OLDER FALLERS

Kristell POTHIER^{1,2,*}, Antoine LANGEARD^{3,4}, Marion DELARUE^{3,4}, Murielle MICHEL^{3,4,5}, Christian MARCELLI^{3,4,5}, Chantal CHAVOIX^{3,4,5}

¹PERFORM Centre and Psychology Department, Concordia University, Montréal, Canada. ²Montréal Cardiology Institute, Laboratoire d'étude de la santé cognitive des aînés (LESICA), Montréal, Canada. ³INSERM, U1075 COMETE, Caen, France. ⁴University of Caen Normandy, Caen, France. ⁵Department of Rheumatology, CHU, Caen, France.

I. Background and Aim

DT were often used to reveal interrelationships between gait and cognition and to predict falls in the elderly¹ BUT...
 1/ **Methodological biases** have been reported² (measurements, tasks, ...) 2/ The issue of a specific **DT profile in injured fallers** has not been addressed yet

OBJECTIVE: To compare visuospatial DT performance of female fallers with and without a fracture with the newly developed « Walk-MOT » DT (shown to be relevant in the elderly population³)

II. Methods

POPULATION	Age [Mean (SD)]	Years of education [Mean (SD)]	Body Mass Index [Mean (SD)]	Bone Mineral Density (BMD) [Mean (SD)]	Muscular strength (Handgrip) [Mean (SD)]	Fear of Falling (ABC-scale) [Mean (SD)]
17 INJURED FALLERS (upper limb fracture)	66.65 (8.3)	11.18 (3.05)	27.85 (5.8)	-0.87 (0.9) *	16 (4.5) *	118.96 (32.1) *
10 SLIGHT FALLERS (no fracture)	64.8 (7.2)	12.9 (4.3)	29.4 (4.1)	-0.15 (0.8)	19.63 (3.8)	139.2 (13.6)

* : p<0.05

EXPERIMENTAL PROTOCOL*

1 pm → 5:30 pm

Medical examination** Blood** and BMD tests Neuropsychological assessment (MoCA, Rey, TMT, Stroop) Mobility assessment** and Walk-MOT DT Neuropsychological assessment (part 2**)

Walk-MOT DT

speed + stride length variability averaged over two trials % of accuracy

A. Walking Task B. Multiple-Object Tracking Task C. Dual Task: Walk-MOT

Moving target acquisition phase Target tracking phase Response phase

*An ongoing Clinical Research Hospital Program, in Caen and Rouen Hospitals, France.
**All tests and results not shown here

III. Results

The lack of slowdown of injured fallers... could result from neuropsychological disorders

Walking speed...

and MOT performance ...

Relevance of the Walk-MOT DT

... significantly decreased when both tasks are performed simultaneously, for both groups

Injured fallers: Lack of slowdown under DT

Walk-MOT DT Cost

	MoCA (/30) [Mean (SD)]	Rey Complex Figure (/36) [Mean (SD)]	Trail Making Test (TMTB/TMTA) [Mean (SD)]	Stroop [Mean (SD)]
17 INJURED FALLERS (upper limb fracture)	26.59 (2.8) -	13.12 (5.3) -	2.53 (0.9)	0.47 (0.08) -
10 SLIGHT FALLERS (no fracture)	28.5 (2) +	17.25 (4.5) +	2.4 (0.6)	0.52 (0.06) +

IV. Conclusion

A number of fractures post fall could result from **A lack of slowdown under complex walking tasks, associated with Cognitive disorders**

References : [1] Main-Hefer and Winter, Physiology, 2016; [2] Al-Yabani et al., Neuroscience and Biobehavioral Reviews, 2011; [3] Pothier et al., Journals of Gerontology, Series B: Psychological Sciences and Social Sciences, 2014
We thank all the participants for their time and cooperation, and Marion Hommet, Neuropsychologist, for her involvement in this study.

Contact : kristellothier@gmail.com 2016 GSA Annual Scientific Meeting
New Orleans, Louisiana, USA, November 16-20, 2016

Annexe 4 : Short Multidimensional Health Questionnaire (SMHQ)

Les phrases suivantes expriment des sentiments, des opinions ou des réactions sur soi. Pour chaque phrase, entourez la réponse qui vous ressemble le plus entre « Pas du tout » (1), « Très peu » (2), « Un peu » (3), « Assez » (4), « Tout à fait » (6). Aucune réponse n'est juste, elle est avant tout personnelle.

1	Je m'irrite facilement	1	2	3	4	5
2	Je suis content(e) de ce que je peux faire avec mon corps	1	2	3	4	5
3	Je me décourage trop facilement	1	2	3	4	5
4	J'apprécie de rencontrer des gens pour échanger ou faire une activité	1	2	3	4	5
5	Je me mets facilement en colère	1	2	3	4	5
6	Mon corps est beau à regarder	1	2	3	4	5
7	J'ai du mal à faire face aux événements	1	2	3	4	5
8	Je suis à l'aise avec les autres	1	2	3	4	5
9	Je suis souvent triste ou déprimé(e)	1	2	3	4	5
10	Je suis bien avec mon corps	1	2	3	4	5
11	J'ai du mal à me concentrer	1	2	3	4	5
12	J'ai des difficultés à entrer en contact avec les autres	1	2	3	4	5
13	Je suis souvent nerveux(se) ou tendu(e)	1	2	3	4	5
14	Globalement, je suis satisfait(e) de mes capacités physiques	1	2	3	4	5
15	Lorsque je suis confronté(e) à un problème, je peux habituellement trouver plusieurs solutions	1	2	3	4	5
16	J'ai des difficultés à m'entendre avec les autres	1	2	3	4	5
17	Je suis quelqu'un de facile à vivre	1	2	3	4	5
18	Je me fatigue vite	1	2	3	4	5
19	Peu importe ce qui arrive, je suis capable d'y faire face	1	2	3	4	5
20	J'ai envie de faire de nouvelles activités	1	2	3	4	5
21	J'ai des difficultés à m'habiller ou à me déshabiller	1	2	3	4	5
22	Il m'arrive de penser que je suis nul(le)	1	2	3	4	5
23	J'ai de nombreuses activités de groupes (réunion, association, activité religieuse, cinéma...)	1	2	3	4	5

Annexe 5 : Revue de littérature sur les effets de l'entraînement par électromyostimulation du membre inférieur chez les séniors.

Manuscript Details

Manuscript number	EXG_2016_255
Title	Does neuromuscular electrical stimulation training of the lower limb have functional effects on the elderly? : A Systematic Review
Article type	Review Article

Abstract

The lower limb muscle functions of the elderly are known to be preferentially altered by ageing. Traditional training effectively counteracts some of these functional declines but is not always accessible due to its cost and to the accessibility of the training centers and to the incapacities of some seniors to practice some exercises. Neuromuscular electrical stimulation (NMES) could provide an interesting alternative muscle training technique because it is inexpensive and transportable. The aim of this systematic review was to summarize the current evidence on the effect of the use of lower limb NMES as a training technique for healthy elderly rehabilitation. Electronic databases were searched for trials occurring between 1971 (first occurrence of NMES training) and November 2016. Ten published articles were retrieved. Training programs either used NMES alone, or NMES associated with voluntary muscle contraction (NMES+). They either targeted calves or thigh muscles and their training length and intensity were heterogeneous but all studies noted positive effects of NMES on the elderly's functional status. Indeed, NMES efficiently improved functional and molecular muscle physiology, and, depending on the studies, could lead to better gait and balance performances especially among less active elderly. Given the association between gait, balance and the risk of falls among the elderly, future research should focus on the efficiency of NMES to reduce the high fall rate among this population.

Keywords	neuromuscular electrical stimulation training; lower limb; gait; balance; rehabilitation.
Manuscript category	Musculoskeletal System and Exercise
Corresponding Author	Antoine Langeard
Corresponding Author's Institution	UNICAEN U1075 COMETE
Order of Authors	Antoine Langeard, Lucile Bigot, Nathalie Chastan, Antoine Gauthier
Suggested reviewers	Pedro Bezerra, Benjamin Wall, Vincente Benavent-Caballer

Submission Files Included in this PDF

File Name [File Type]

Cover Letter.docx [Cover Letter]

REVIEW- Finale.docx [Manuscript File]

Highlights.docx [Highlights]

To view all the submission files, including those not included in the PDF, click on the manuscript title on your EVISE Homepage, then click 'Download zip file'.

Does neuromuscular electrical stimulation training of the lower limb have functional effects on the elderly? : A Systematic Review

Antoine LANGEARD^{1*}, Lucile BIGOT¹, Nathalie CHASTAN², Antoine GAUTHIER¹

¹Normandie Univ, UNICAEN, INSERM, COMETE, 14000 Caen, France

²Normandie Univ, UNICAEN, INSERM, CHU Rouen, COMETE, 14000 Caen, France

*Corresponding author :

Antoine Langeard
Pôle des Formations et de Recherche en Santé
Laboratoire COMETE
2 rue des Rochambelles
14032 Caen cedex 5, FRANCE
langeard.antoine@hotmail.fr

Lucile Bigot
Pôle des Formations et de Recherche en Santé
Laboratoire COMETE
2 rue des Rochambelles
14032 Caen cedex 5, FRANCE
lucile.bigot@yahoo.fr

Nathalie Chastan
Pôle des Formations et de Recherche en Santé
Laboratoire COMETE
2 rue des Rochambelles
14032 Caen cedex 5, FRANCE
nathalie.chastan@chu-rouen.fr

Antoine Gauthier
UFRSTAPS-Campus 2,
2 Boulevard du Maréchal Juin,
14032 Caen Cedex, FRANCE
+33 231 56 72 66
antoine.gauthier@unicaen.fr

ABSTRACT:

The lower limb muscle functions of the elderly are known to be preferentially altered by ageing. Traditional training effectively counteracts some of these functional declines but is not always accessible due to its cost and to the accessibility of the training centers and to the incapacities of some seniors to practice some exercises. Neuromuscular electrical stimulation (NMES) could provide an interesting alternative muscle training technique because it is inexpensive and transportable. The aim of this systematic review was to summarize the current evidence_ on the effect of the use of lower limb NMES as a training technique for healthy elderly rehabilitation. Electronic databases were searched for trials occurring between 1971 (first occurrence of NMES training) and November 2016. Ten published articles were retrieved.

Training programs either used NMES alone, or NMES associated with voluntary muscle contraction (NMES+). They either targeted calves or thigh muscles and their training length and intensity were heterogeneous but all studies noted positive effects of NMES on the elderly's functional status. Indeed, NMES efficiently improved functional and molecular muscle physiology, and, depending on the studies, could lead to better gait and balance performances especially among less active elderly. Given the association between gait, balance and the risk of falls among the elderly, future research should focus on the efficiency of NMES to reduce the high fall rate among this population.

Key words: neuromuscular electrical stimulation training, elderly, lower limb, gait, balance, rehabilitation.

1. INTRODUCTION:

Falls among the elderly cause major economic and health issues. Indeed, 30% of the people over 65 fall every year resulting in serious consequences including fracture, immobilization or even death (1,2). This increasing risk of falling with ageing comes from alterations of gait, postural stability, muscle strength and cognition of the elderly (3).

Falls result from the loss of balance in either static or dynamic postural conditions like walking. Modifications of vestibular systems and proprioceptive structure changes associated with ageing (4) are known to affect the quality of elderly people's balance. Indeed, older people have greater difficulties to maintain their center of pressure during postural tasks, and this decline is also linked to the strength of the lower leg muscles and to less EMG activity (5). More precisely, these mobility impairments could be linked to a reduced capacity of the lower limb (6) and in particular of the ankle dorsiflexors (7), to generate appropriate levels of force in order to maintain sufficient postural stability. A review by Macaluso and Vitto about the effect of ageing on neuromuscular functions report that muscle power, especially leg and ankle flexor muscles are among the strongest predictors of functional status (8).

This decline in strength comes from "sarcopenia": a quantitative loss of muscle (9) because of fibrosis and fat accumulation replacing contractile functional tissue. Also, fast type fibers are preferentially affected by ageing (10,11), resulting in a lower force production. These functional changes seem to have hormonal causes linked to less protein synthesis and more fat accumulation (12). Also, the ability to communicate neural activity to the muscle are affected (13). Macaluso and Vitto, in a review about ageing and neuromuscular functions, suggest the older muscles are atrophied and also slower and not able to be fully activated during neuromuscular contraction. They reported that the force level reduction could also be caused by higher coactivations of antagonist muscles, in other words these could be considered as "central failures in activation"(8). But these changes in the muscles are not the only reasons for the decrease in strength in ageing. Indeed, central factors, like muscle excitability, are also reduced:

A comforting fact is that these functional declines have been shown to be reversible thanks to regular physical training (14,15). Traditional training among the elderly, such as physical exercise, is known to improve the gait velocity (16) and the postural control (17) by increasing the muscular volume and strength. The improvement in strength and power seem to be concomitant to the increase in protein synthesis through the expression of growth factors (IGF-1) and modulation in genes' expression related to autophagy and reactive oxygen detoxification (18,19) but also to neural adaptation, better coordination, reduction of the antagonist muscle activity and higher activation levels (8).

Nevertheless, exercising is not always accessible for the elderly. Indeed, physical training can be expensive, elderly people's mobility and some pathologies such as cardiovascular diseases and neuromuscular problems can sometimes make some exercises impossible. The elderly may not be able to travel to a physical training center by themselves. A review by Trost et al., shows that the adult participation in physical activity is correlated to personal income and access to training facilities (20).

Thus, an interesting and less expensive alternative to the traditional training methods could be home-based neuromuscular electrical stimulation (NMES). NMES is the application of an electric current with surface electrodes on muscles in order to trigger muscle contractions. Such contractions used as a training technique had been proven to be efficient on different populations such as athletes, young adults, children or adults with different pathologies (21–23). The effectiveness of electromyostimulation on muscle strengthening could come from the fact that it enhances the synthesis of muscle protein (24). NMES also has the advantage of being able to preferentially target type II muscle fibers, the ones that are the most affected by ageing and thus related to the occurrence of falls (9,25). NMES training could even be as efficient as voluntary traditional training as studies showed that the difference between voluntary force and the electrically produced strength only existed among younger subjects and that the elderly didn't show any difference in maximum voluntary contraction between the two training methods (26). Interestingly, it has been reported that lower limbs are more affected by strength loss compared to upper body parts (27). Given that lower limb strength loss is one of the main causes of falls among the elderly (1), lower limb should be a preferential target for rehabilitation in the elderly and NMES seems particularly suitable for ageing people. However only a few studies focused on the use of NMES as a training method for healthy older adult lower limb and these studies present many methodology inconsistencies.

The objective of this review is thus to provide an overview of past research on electro stimulation training of the lower limb of the elderly and to determine whether NMES could benefit the elderly, in what proportions, with what specific techniques, and if NMES would be efficient enough to reduce the risk of mobility accidents. A qualitative systematic literature review seems to be the most relevant way to analyze these studies because of their lack of constancy.

2. METHODS

2.1. Search and selection of eligible studies

A MEDLINE and Web Of Science search was performed for original research articles in English or French published between 1971 (first occurrence of NMES training by Kots (28)) and September 2016 with the terms: "electrical stimulation" OR "NMES" OR "neuromuscular electrical stimulation" OR "electromyostimulation" OR "electrostimulation" AND "elderly" OR "Older" OR "senior" OR "ageing". Only protocols using NMES or NMES+ (muscle contraction triggered simultaneously by NMES and voluntary) as a training method among older people were included. Articles focusing on animal models, with participants aged under 60 (WHO criteria to refer to the older population (29)) focusing on a particular pathology or on a hospitalized or frail population, with stimulations of muscles of body parts other than the lower limbs and case studies were not included in the review (figure 1). The selection of the articles through these exclusion criteria was made through a reading of the titles and the abstracts. Moreover, a search through the retrieved article references was performed.

3. RESULTS

3.1. Studies selected

Through this systematic literature search, ten published articles have been retrieved. Their titles, authors, dates of publication and journals of publication are presented in table 1.

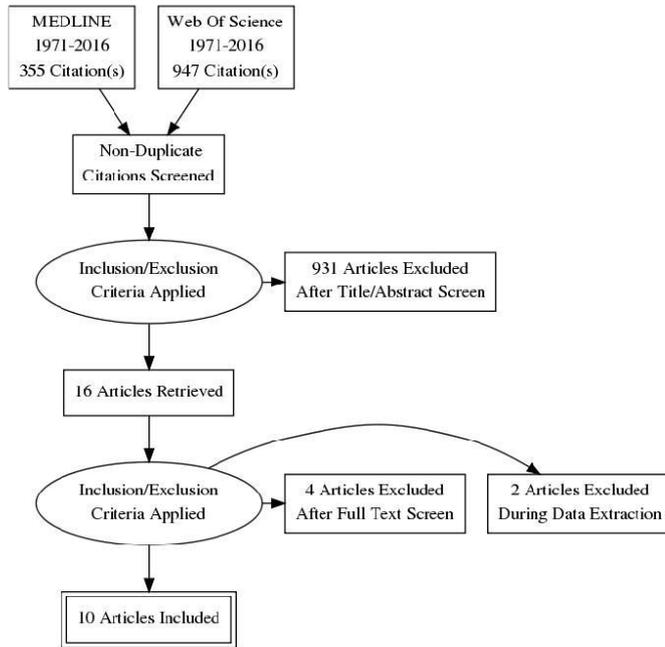


Figure 1: Flow chart for the selection process

Table 1 : Retrieved articles

Author/ Year	Title	Journal
Caggiano et al., 1994 (30)	Effects of Electrical Stimulation or Voluntary Contraction for Strengthening the Quadriceps Femoris Muscles in an Aged Male Population	<i>Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy</i>
Paillard et al, 2003(31)	Comparison between three strength development methods on body composition	<i>The Journal of Nutrition, Health & Aging</i>
Paillard et al., 2005 (32)	Is electrical stimulation with voluntary muscle contraction exercise Of physiologic interest in aging women?	<i>Annales de Réadaptation et de Médecine Physique</i>
Paillard et al. 2005 (33)	Short-term effects of electrical stimulation superimposed on muscular voluntary contraction in postural control in elderly women.	<i>The Journal of Strength & Conditioning Research</i>
Paillard et al., 2004 (34)	Effects of electrical stimulation onto posturokinetic activities in healthy elderly subjects	<i>Science & Sports</i>
Paillard et al., 2004 (35)	Neuromuscular effects of three training methods in ageing women.	<i>The Journal of sports medicine and physical fitness</i>
Amiridis et al., 2005 (36)	Static balance improvement in elderly after dorsiflexors electrostimulation training	<i>European Journal of Applied Physiology</i>
Bezerra et al., 2011 (37)	Effects of electromyostimulation on knee extensors and flexors strength and steadiness in older adults.	<i>Journal of Motor Behavior</i>
Kern et al., 2014(38)	Electrical stimulation counteracts muscle decline in seniors	<i>Frontiers in aging neuroscience</i>
Benavent-Caballer et al., 2014 (39)	Effects of three different low-intensity exercise interventions on physical performance, muscle CSA and activities of daily living: A randomized controlled trial	<i>Experimental Gerontology</i>

The results of the study by Kern et al.,(38) were also presented in another article (19) where other training techniques were used. As no statistical comparison was performed between the training techniques, and no other results about the effects of NMES training were presented, only the study by Kern et al. is included in this review.

In order to study the efficiency of NMES on the elderly's lower limb and functional status, we first studied the methodological aspects of the studies by describing the population on which they were based, the parameters and variability of the NMES training protocols and the physiological measures they were focusing on to determine NMES efficiency.

3.2.Population

First, by comparing mean ages, standard deviations and other characteristics of the studies, it appeared that the five articles by Paillard and al.(31–35) presented the different outcomes of a unique training protocol performed on the same 32 subjects. Thus, the data extracted from these three studies are presented all at once.

It appears that the characteristics of the participants differ between the studies (table 2). Despite the fact that all the studies focused on the elderly, the mean age of the participant is still highly variable and ranges from 65.7 (37) to 85.5 (39) on average. The gender of the participant differs too. Two articles focused only on men (30,36), while the population studied by Paillard et al., was only composed of women (31–35) , and the other three studies mixed the genders (37–39). The number of participants in the studies varies from 16 (38) to 89 (39).

The lifestyle of the participants also differs, while some elderly were recruited from geriatric nursing homes (39) others were recruited if they were socially active and independent (30,37). Only one study actually quantified the level of activity of the participants (30).

All these methodological variations between the studies should be taken into account when comparing the results.

Table 2: characteristics of the participants (VOL = voluntary training, NMES = Neuromuscular electrostimulation, NMES+ = Neuromuscular electrostimulation and voluntary training, C = Control)

Author/ Year of publication	Age (mean±SD)	Gender	Number of subjects (number by group)	Lifestyle, health characteristics
Caggiano et al., 1994 (30)	72 ± 4	Men	N=18 -VOL (n=7) -NMES (n=11)	Socially active within the community and living independently or with a spouse. No myocardial infarction, stroke, hypertension, and deafness
Paillard et al., 2003, 2004, 2005 (31–35)	67,4 ± 3,4	Women	N=32 -VOL (n = 11), -NMES (n = 11) -NMES+ (n=10)	No medical contra-indications for the practice of physical training.
Aniridis et al., 2005 (36)	72,1 ± 5,4	Men	N=21 -NMES+; (n=10) -C; (n=11)	No neurological or musculoskeletal disease
Bezerra et al., 2011 (37)	65,7 ± 5,2	20 men 20 women	-NMES+; (n=20) -C; (n=20)	Healthy and independent, No recent lower limb injury No neurologic condition, acute illness or medication affecting balance
Kem et al., 2014 (38)	73.1 ± 6.9	8 men 8 women	NMES=16	No specific physical/disease issue
Benavent-Caballer et al., 2014 (39)	83,9 ± 4,6	Women, % -VOL: 68.1 -NMES: 63.6 -NMES+: 63.6 -C: 65.2	N=89 -VOL (n=22) -NMES (n=22) -NMES+ (n=22) -C (n=23)	In a geriatric nursing home Able to ambulate independently Able to communicate No neurologic or cardiovascular disease

3.3. Training

The electro stimulation programs themselves are also highly inconsistent. The characteristics of the training programs are presented in table 3. It appeared that there are two main NMES training techniques, one uses only the electrical current to trigger the muscle contraction (NMES), and the other combines the electro stimulation with a voluntary muscle contraction and is called superimposed contractions (NMES+).

Two studies used only NMES as a stimulation technique (30,38). Caggiano et al. used a group trained with isometric voluntary contractions (VOL) to compare to the group trained with NMES. Both training methods lasted the same time and were composed of the same number of muscle contractions leading to the same strength production (40% of the maximum voluntary isometric contraction (MVIC))(30). The second, from the study by Kern et al., did not use a control group and compared the NMES group before and after training (38).

The study by Amiridis et al. and the study by Bezerra et al., only used NMES+ as a stimulation technique where isometric voluntary contractions were superimposed to NMES (36,37). They compared the effects observed in the NMES+ group with the effects observed in a group of inactive elderly (C). The strength produced by the stimulation varied from 50-60% of MVIC during the first sessions, and 70-80% of MVIC during the last ones of the Amiridis et al. protocol (36).

The other studies used both electrical stimulation techniques: NMES and NMES+ (31,32,34,39). The protocol by Paillard et al., and by Benavent-Caballer et al. both also used a group trained with voluntary activity: Paillard used climbing of stairs (31–35) and Benavent-Caballer et al., used knee extension exercises (39). In addition, Benavent-Caballer et al. included inactive elderly who were not trained (39). Of note, only half of the protocols included control groups of inactive participants.

The lengths of the training programs are also different (table 3) and vary from 4 weeks (30,36) to 16 weeks (39). Within a week, some seniors have been trained 4 times (31,32,34,36), while at the beginning of Kern's training program participants performed NMES only 2 times a week (38). The length of one training session can vary from 9 minutes in the study by Bezerra et al. (37) to 40 minutes in the study by Amiridis et al., but the exercise phase of this last study lasted 25 minutes (36). The mean length of the programs was 7.8 weeks, participants performed an average of 3.3 training sessions a week which lasted 27.2 minutes on average.

The composition and the parameters of the NMES training themselves also varied. The frequency of the stimulation is very different among the protocols as it varies from 20 Hz in the training protocol made by Paillard et al., (31–35) to 100 Hz in the protocol by Bezerra (37).

All the studies trained the anterior muscles of the thigh (30–35,38,39) except Amiridis et al. which trained the ankle dorsiflexors (36).

Author / Year of publication	Muscles stimulated	Number of weeks	Number of sessions a week	Length of one session	Characteristics of the stimulation (Frequency, pulse duration, intensity)
Caggiano et al., 1994 (30)	Right rectus femoris and vastus medialis	4	3	18.3 min	25Hz to 50Hz, 100-113 μ s.
Paillard et al., 2003, 2004, 2005 (31-35)	Bilateral rectus femoris and vastus medialis	6	4	15 min	20 Hz, 350 μ s, . NMES: 31.5 (\pm 5 mA) NMES+: 28 (\pm 3 mA)
Amiridis et al., 2005 (36)	Bilateral anterior tibialis	4	4	5 min warmup	10 Hz, 200 μ s, 30-70 mA
				25 min exercise phase	70 Hz, 300 μ s, 30-70 mA
				10 min recovery	9 Hz, 200 μ s, 20-30 mA
Bezerra et al., 2011 (37)	Bilateral vastus medialis and lateralis, biceps femori, semitendinosus and semis membranous	6	3	9 min	100 Hz, 400 μ s, 40-120 mA (according to participants tolerance to pain)
Kern et al., 2014 (38)	Bilateral anterior thigh	9	2 times for 3 weeks then 3 for 6 weeks	3 x 10 min	60 Hz, 600 μ s, 128 mA
Benavent-Caballer et al., 2014 (39)	Bilateral anterior thigh (distal and proximal)	16	3	30 to 35 min	Biphasic symmetrical square waveform, 50 Hz, 400 μ s. intensity adjusted to tolerance

Table 3 : Characteristics of the NMES (NMES =Neuromuscular Electrical Stimulation, VOL = Voluntary contraction, NMES+ = Neuromuscular Electrical Stimulation associated with voluntary contraction, C = Control)

3.4. Effects of the NMES

All of the authors who focused on NMES training in the elderly's lower limb recorded physiological or functional improvement depending on the training parameters. All of the authors focused on at least one of the following topics: effects on neuromuscular, balance or gait parameters. The results of the retrieved studies are presented in table 4.

3.4.1. Neuromuscular effects

Neuromuscular parameters, were always used as an outcome in the studies but the chosen parameters were highly variable. While some chose isometric measurement conditions others chose dynamic torque tests. Angles of flexion of the limbs during the tests were also different among the studies.

The two studies which only used NMES as a stimulation method, the study by Caggiano et al, and by Kern et al. , both recorded positive effects of NMES training on neuromuscular parameters (30,38). Caggiano et al. only focused on 2 parameters in their studies, both from isometric right knee extension: the average and the peak MVIC torque. Measurements were taken with the knee positioned at 60° of flexion. Kern et al. who also only used NMES as a stimulation method used a similar procedure to evaluate isometric maximum torque but only analyzed the average of MVIC torque. Caggiano et al, and Kern et al. both revealed a significant positive effect of NMES of average MVIC torque (30,38). Caggiano et al. also noted a significant increase of the peak MVIC torque after NMES. Caggiano et al. also revealed that less active participants (light exercise two times a week) had significantly higher strength improvements than the participants who were more active (30).

The studies by Benavent-Caballer et al. and Paillard et al. focused on both NMES and NMES+ trainings compared to a voluntary training and a control group (31–35,39). Benavent-Caballer et al., measured hand grip strength with a hand dynamometer in the 4 groups. Handgrip strength significantly decreased in all groups and a higher decrease was detected in the control group. Benavent-Caballer et al. also measured rectus femori cross-sectional area (CSA) of the right leg and detected a significant improvement for all the trained groups, with the NMES+ group significantly more improved (39).

The study by Paillard et al. measured the maximum voluntary extension of both knees with methods similar to the Caggiano et al. and Kern et al. studies but at 20° and 120° knee flexion. All the trained groups improved their peak torque after training at both angles and for both legs. Moreover, Paillard et al.'s protocol is the only one presented here to include a dynamic torque test of concentric knee flexion/extension at angular speed of 60° s⁻¹ and 240° s⁻¹. Dynamic torque was better after training for all groups at both speeds. Finally, a fatigue test, composed of 20 movements at 240° s⁻¹ was realized. Here, the average peak torque of the 3rd, 4th and 5th movements were compared with the 18th, 19th and 20th. Fatigability was not improved after any training method (31–35).

Amiridis et al. and Bezerra et al. studied only the effect of NMES+ in comparison to a control group of inactive elderly (36,37). Bezerra et al. also focused on MVIC of knee extension torque at 90° of flexion and noted a significant effect of NMES+. They also detected an improvement of knee extension in favor of NMES+ and no improvements in the control group (37).

Amiridis et al. is the only study which did not train leg muscles but chose the ankle dorsiflexors instead. They also used isometric contraction to evaluate maximum torque at 70°, 80°, 90°, 100° and 110° (180° corresponds to full plantar flexion). The moments at all of the angles in the NMES trained group significantly increased and no improvement was detected in the control group (36).

Of interest, none of the 10 studies included in this review reported any higher increase in favor of voluntary training compared to NMES training. The only result in favor of one particular training method was the decay time at 60° which showed greater improvement by NMES+ than NMES or VOL groups in the Paillard et al. protocol (31–35).

3.4.2. Effects on balance

Of the two studies focusing only on NMES as a training technique, none evaluated the balance in their protocols (30,38). But Amiridis et al. whose main focus was the effect of NMES+ training of ankle dorsiflexes on balance had a thorough balance evaluation (36). They evaluate balance in static condition through 3 tests: 1/ normal quiet stance (NQS), where participants were asked to maintain a standing natural balancing position on the platform; 2/ Romberg stance (RS) where participants were asked to maintain Romberg position (non-dominant foot in front of the other, hands on hips); 3/ one-legged stance (OLS) where participants were asked to maintain balance while standing on their dominant limb. The average values of two trials were collected. Anteroposterior (AP) and mediolateral (ML) center of pressure (COP) displacement was recorded to collect value of postural sway (CoPmax) and COP oscillations (CoPsd). None of the measured differed between the pre-training period and the post-training period for the control group. For the NMES+ trained group, postural sway and COP oscillation were reduced after training in RS and OLS positions in both AP and ML directions. Of interest, electromyography, in the protocol by Amiridis et al. (36), (EMG) of tibialis anterior (TA), medial gastrocnemius (MGAS), rectus femoris (RF) and semi-tendinous (ST) muscles was recorded during the balance test. After NMES+ training muscular electrical activity in RS and OLS positions was increased for TA muscles (the trained muscles) and also for its antagonist (MGAS) but no significant changes were detected for RF and ST muscles. Amiridis et al. also used kinematic analyses during these static balance tests where motions in the AP plane of motion were recorded. With the use of reflective markers, the body of the participants was modeled with five segments (foot, shank, thigh, trunk and head). During the three static position tests, the maximum range and the standard deviation of ankle, knee and hip displacement were analyzed. Ankle and knee segment's maximum range and standard deviation of displacement (SDd) decreased after training and only in the trained group during the most challenging task (OLS). Joint angles also changed, in NQS and OLS positions, mean ankle and knee positions were increased, and hip ankle was reduced after training. In the RS position, only the mean knee position significantly changed (36).

Effects on balance were also studied in Benavent-Caballer et al. (39), and in Paillard et al. (34) studies where effects of NMES and NMES+ were studied in comparison with a group trained by VOL training and a control group. Benavent-Caballer et al., evaluated balance in the four groups of participants with the Berg Balance Scale (BBS) in which participants performed 14 tasks of varying difficulty and balance was scored over 56 points. The three trained groups

tended to improve their score while the BBS of the control group tended to decrease albeit to an insignificant degree (39). Paillard et al. used static and mobile force platforms to assess balance quality in their three groups of trained participants (NMES, NMES+, VOL). On both platforms, balance was recorded both with eyes opened and eyes closed. In static conditions, no significant improvement was brought by any of the training techniques on the statokinesiogram (SKG) surface, on length of displacement and on the mean position of the CoP in ML or AP positions neither with eyes opened nor eyes closed. However, training affected balance measured on an unstable platform set both in AP and ML positions. The movement of the head and the position of the unstable platform were measured and analyzed. In the AP direction the length of the course of the head decreased and the coefficient of attenuation of the head increased in the three groups. In the ML direction the length of the course of the head decreased (results not presented in the study) and the coefficient of attenuation of the head increased in the three groups with eyes open. Visual contribution to balance decreased more in the VOL group than in the NMES+ or NMES (34).

3.4.3. Effects on gait

Of the two studies focusing only on NMES, only Kern et al., focused on gait. Kern used two gait tests: Timed Up and Go test (TUG) that requires standing up from an armchair, walking 3m, turning, walking back to the chair, and sitting down, and they measured gait velocity on a 10m pathway at habitual and fastest speed. The NMES training decreased the duration of execution of the TUG test, and increased both habitual and fastest gait velocity (38).

Benavent-Caballer et al. also used the TUG test to assess mobility and the performances were improved in the NMES+ group and decreased in the control group while the other groups (NMES and VOL) did not significantly change after training (39). Paillard et al. evaluated the spatiotemporal parameters of gait and did not detect any significant improvement of stride and step length and duration, and of gait velocity in any group (NMES+,NMES, VOL,C) (32).

3.4.4. Other functional tests

Kern et al. evaluated functional mobility before and after NMES training, and detected positive effects of this training on the 5x chair rise, where participants took 23.9% less time to rise as fast as possible from a chair 5 times. Short physical performance battery (SPPB) score, a test of global mobility of the lower limb including standing balance and gait, was 11.2% better after training. Another test, the 12 flight stair test where the participants were asked to climb and descend the stairs after reaching the 12th step as quickly as possible, was also improved by 27.2%.

Benavent-Caballer et al. also compared the results of functional tests in the four groups of participants including (NMES, NMES+, VOL, C). The capacity to perform daily tasks, evaluated through the Bartel Index, improved in the three trained groups and not in the control group. The aerobic endurance, evaluated with the 6 - minute walk test (6MWT), tended, without reaching significance, to increase in the trained groups and decrease in the control group. NMES+ and NMES effects on functional evaluations were also compared in Paillard et al. studies where the vertical jump performance was improved in both groups and in the voluntary contraction training group indifferently.

3.4.5. Molecular and cellular

With muscle biopsy, Kern et al. (38) had access to histological, morphometric, gene expression and immunofluorescence analysis. At neuromuscular cellular and molecular level, they showed that NMES increased the fast type myofibers diameter of the participants, while slow fibers appeared to decrease in size.

Molecular analysis (immunofluorescence and RT-PCR) showed an increase in expression of satellite cells due to NMES training. Such cells are involved in the regeneration and the homeostasis processes of the muscles. The miRNAs, responsible for cell proliferation or differentiation, also increased in stimulated muscles. Other RNA such as particular growth factors responsible for muscle growth and adaptation are also more present in trained muscles. The decrease in activity of the muscle catabolism system is also promoted by NMES. Only the up-regulation of myostatin found in the NMES group, known as negative regulator of muscle regeneration, doesn't support the effectiveness of the NMES technique. It has also been shown that the protein maintaining the satellite cells functions in the extracellular matrix, the collagen IV, is also more expressed in trained muscles.

Paillard et al. also showed that bone mineral density of the trochanter and of the two legs femur was only improved by NMES+ and not NMES nor voluntary training (31).

4. Discussion

4.1. Main findings

NMES training of the lower limb is efficient in improving strength. This improvement seems to lead to better balance performances but the repercussion of strength improvements on gait is more controversial and varies among the studies (32,34,35,38,39). Scales measuring general functional changes or ability to perform daily tasks are also improved by NMES (38,39). Anyhow, NMES training seems to be a suitable tool to improve the physical status of the elderly or at least reduce its decline. This could be significant from a molecular to a functional level (38). And even a 4 week-program with 3 trainings per week at a frequency between 25 and 50hz seems to be enough to trigger positive effects (32,34–36).

4.2. Neuromuscular effects

All the studies interested in lower limb strength found increments of some strength parameters for all the training methods. Only Paillard et al. found a higher increase using NMES+ compared to NMES or voluntary training only in the decay time at 60°-1(31). Otherwise no evidence regarding the neuromuscular effects were found to prefer one training method over another. In order to improve strength of the elderly; NMES seems therefore as effective as voluntary training. Intervention on the elderly should thus be more inclined to use the NMES technique.

While in younger subjects no evidence was found to privilege NMES+ over NMES when strength training (40), NMES + could be particularly interesting for the elderly as it triggers both fast and slow myofibers. More studies need to be carried out in order to determine if NMES+ should be preferred to NMES training for the elderly.

Interestingly, the study by Caggiano et al., compared the effects of NMES and the level of activity and found that training is more efficient in people who have lower activity (12% increase) than for the more active elderly (5% increase). Thus NMES seems to be an interesting training technique, perfectly suitable and efficient for the elderly who are less active and not able to take part in traditional exercise programs.

The only neuromuscular parameters measured in two protocols, thus the only possible cross-study comparison, was the average MVIC torque at 60° of flexion (30,38). While the training in Caggiano's study only lasted 4 weeks compared to the 16 weeks training in Kern's study, the shortest study improved the isometric torque more (6% compared to 8.4%). The main difference between these two studies is the age of the subjects. Caggiano et al.'s participants were more than 10 years younger than Kern et al.'s. Indeed, the increase of strength seems higher in other studies on younger subjects: Kubiak et al. reported an increase of 45% of MVIC peak torque of knee extension at 60° in younger subjects. They found higher effects of NMES compared to VOL training (43% vs 33%)(41). Lai et al, under comparable conditions, found increments of 48,5% in young participants trained under high intensity NMES, and 24.6% under low intensity NMES(42). That could mean that NMES could be more efficient on younger muscles maybe because of a higher tolerance or a higher training intensity which seems to be more efficient. The study of NMES on different age groups of elderly still needs to be done.

Benavent-Callaber et al., only measured the hand grip strength in participants of 75 and older and the 3 training methods didn't improve this upper limb parameter. This is not surprising given that the upper limb was not trained, but interestingly, the Hand Grip performances decreased more in the participants who didn't practice any training (39). NMES, NMES+ and VOL training may have slowed the age-related general strength decline. However, the Hand Grip test does not seem to be the most adapted test to evaluate the efficiency of a lower limb training.

Amiridis et al. are the only ones among the authors presented here who specifically trained the ankle dorsiflexors. It is thus difficult to compare these results with the other studies. Anyway the strength increases retrieved are among the highest of all the studies (between +14.1 and 35.7%). Targeting the ankle dorsiflexors of the elderly could be particularly interesting given the fact that these muscles have a strong involvement in the elderly's mobility (7). Anyway, the effects of NMES alone as a training technique of the ankle dorsiflexors among the elderly is still unknown.

4.3. Effects on Balance

The studies measuring balance (34,36,39) all found significant balance improvements after using electromyostimulation. The study by Amiridis et al., shows that the improvement in balance is associated with greater ankle muscles EMG activation during balance. Interestingly, the activity of the plantar flexors, while not stimulated during the NMES+ training, had higher activations during the balance tasks (36). This is consistent with the study by Lai et al. on younger participants who also detected significant improvement of the antagonists of the NMES stimulated muscles (42). It is known that balance in the elderly tends to depend on a strategy mobilizing the hips instead of the ankles, which could be responsible for the decrease in balance performances when ageing. Amiridis et al. showed that NMES+ efficiently rehabilitated ankle strategies. Balance became more dependent on ankle and knee instead of hip strategies after training. NMES+ as a strengthening technique of ankle muscle could thus be seen as a new technique permitting the rehabilitation of the ankle strategy in balance (36) and thus partially counteracting the physiological balance decline when ageing.

Benavent-Caballer et al. used the functional Berg Balance Scale, and could only reveal improvement tendencies among the trained groups. While there was between 1 and 3 points of increment of the scale after training, the Berg Balance Scale is known to need at least 8 points of change to reveal a genuine change in function between two assessments (43). Postural instrumental analysis could thus be more relevant to use in order to detect less significant changes.

In the Paillard et al. protocol, improved balance was mostly found in dynamic conditions after NMES, VOL or NMES+ training. It is interesting given the fact that it is in these conditions that the risk of falls is the highest. It would thus be interesting to see if NMES is efficient enough to reduce the number of falls among the elderly.

Here again, all training methods improved at least some of the balance parameters measured and no differences were found between NMES+ training and NMES. However Paillard et al. showed that visual contribution to balance was more reduced after VOL compared to NMES or

NMES+ training (35). This is surprising given the fact that NMES+ was the combination of VOL and NMES and should therefore be at least as effective as both training methods. Paillard et al. discussed the fact that NMES when combined to VOL could interfere in the neurophysiological afferent fibers responsible for these improvements. Anyhow, only this parameter attributes an advantage to one training method over another. Further research is therefore needed in order to determine which technique is better to enhance balance.

While the two studies evaluating both lower limb strength and balance (34,36) trained different muscle groups, both showed high improvements of strength related to better balance performances especially in dynamic challenging conditions. It seems that by improving muscle strength NMES training is as able as other training techniques to rehabilitate balance. Further studies should focus on defining which muscle enhancement leads to the highest functional improvements.

4.4. Effects on Gait

While balance was significantly increased in all the studies which focused on it, the greater inconstancy between the studies' results resides in the gait parameters. Improving gait could thus be seen as the most difficult functional parameter to improve.

The studies by Paillard et al., only on women, did not find any effect of any training methods (NMES+, NMES, VOL) on gait parameters (32,34,35). Paillard et al., argued that this result was not surprising given that their participants had already high gait performances, therefore difficult to improve (32,34,35). Benavent-Caballer showed the existence of positive effects of NMES+ on gait but didn't find any effect of NMES (39). One could think that NMES is not efficient enough to improve gait performances, but Kern et al., trained the same muscles with NMES for a shorter time (9 weeks vs 16 weeks), and obtained the same enhancement as Benavent-Caballer did with NMES+.

The main difference between these studies was the age of the participants. Benavent-Caballer et al. (39) NMES - trained participants were almost 10 years older (73.1 vs 82.9 years), and their tug test time at baseline was much slower (11.92 vs 8.42s). They were also all living in a geriatric home while Kern et al.'s (38) studies were not specifically recruited in such an environment. Here again, this supports the assumption that NMES could be more efficient on younger or healthy muscles.

The step variability, highly correlated with the risk of falls, could be an interesting index to study as the TUG test and the gait parameters used here (gait velocity, step length and time) shows inconsistent results. Indeed, it seems that gait velocity is less correlated to an increase in fall risk than gait variability (44).

4.5. Other parameters

Paillard et al., found a high bone mineral density only in subjects who performed NMES+ and not in those who performed NMES or voluntary training. The other parameters in favor of NMES+ compared to NMES were the higher peak torque at 60°s⁻¹, and less contribution of visual inputs to maintain balance (31) At molecular level, Kern et al., show that NMES is associated with increasing modulations factors responsible for muscle growth. At molecular level, Kern et al., show that NMES is associated with increasing modulations factors

responsible for muscle growth (38). Interestingly Kern et al. found that fast type myofibers diameters increased after NMES training. That means that NMES successfully targets the type 2 fiber in the elderly muscles which are the fibers type the most affected by ageing and their decline is partially responsible for balance impairments and falls (9,25). NMES training thus seems perfectly adapted in order to counteract functional decline in the elderly.

4.6. Training

These differences in parameters studied make it difficult to compare which stimulation parameters are the most efficient. While it is difficult to say what study observed the greatest improvements, it is clear that all of them were efficient on at least muscular strength, balance or gait. The studies used rectangular symmetrical pulses of 100 to 400 μ s, as recommended in younger populations by Vanderthommen and Duchateau,(45) except Kern et al., who used 600 μ s pulses and did not show any less effective results (38). Recommended frequency of stimulation is between 50 and 100Hz which was followed by the studies except Paillard et al. who used a 20Hz stimulation. Such a low stimulation was used in order to trigger preferentially fiber I muscle fibers. Choosing low frequencies seem surprising in the elderly as they do not target fast type fibers which are preferentially affected by ageing (10,11). Interestingly, Paillard et al. did not find any effect of NMES or NMES+ on any gait parameters compared to Kern et al who found an increase of 5.3% of the spontaneous gait velocity after NMES training. This could be due to the higher training frequency (60Hz) used by Kern et al.. It could also come from the fact that Kern et al's training lasted nine weeks and Paillard et al. only 6 weeks. Indeed, a study on sheep proved that an older population needed a stimulation length of more than 8 weeks to obtain similar effects than in younger populations. (46) It would definitely be interesting to compare the difference in the effect of different frequency on the elderly. Anyhow, Maffiuletti et al, in a 2010 review on NMES suggest that NMES effectiveness would depend more on the subjects' intrinsic parameters than on the controllable factors of the stimulation (47), which is consistent with the findings of Balogun et al.,(48).It appears that any NMES training between 2 to 4 times a week for at least 4 weeks, with a frequency between 20Hz and 70Hz and with an intensity between 30mA and 128mA seem to be safe and to have at least some positive effects on older people. In order to trigger effects on functional parameters such as gait, frequencies above 50Hz, and 9-week long programs could be recommended. The frequency of the stimulation could reach 100Hz without causing high discomfort in the elderly (49).

4.7. Study limitation

Only seven studies focused on the rehabilitation of the lower limb among the healthy elderly, and they show mainly improvements of several physiological functions. In order to compare these results, there is a need to standardize the different tests used to study the effects of NMES and the stimulation characteristics. The lack of an inactive control group in all the studies except the one by Amiridis et al, and the one by Benavent-Caballer et al, also limits the interpretation of the study results. Despite the great number of parameters explored in these studies, it appears that some functions have never been tested. Other parameters such as the kind and the number of drugs taken, the cognitive performances, and the activity level of the elderly should also be considered when studying the effect of NMES knowing that they could impact postural stability and gait (50,51). Actually, traditional training exercises seem to improve cognitive

performances among the elderly (52) but the effects of NMES on cognition are still unknown. NMES in younger people have central effects. It has been shown to improve cortex activity (53) but whether this central effect also exists among the elderly is still unknown and should be investigated. Another important limitation of these studies is the duration of the effects of the training. It would be interesting to measure the functional and physiological parameters a few months after the end of the programs in order to analyze the long term efficiency of the NMES. Also the level of activity of the participants at baseline and after the training have not been taken into account. Indeed, a higher activity level induced by stronger muscles could be partially responsible for some of the effects presented in the studies.

Conclusion and implications for future research

All the included studies have found that NMES and NMES+ are efficient and safe training methods to use on the elderly. They efficiently improve the elderly's physiological state from a functional to a molecular level, and could lead to better gait and balance performances especially in less active elderly even though the results on gait should be confirmed by other more specific research. Almost all of the parameters presented here evaluating strength, balance and gait, the studies presented here did not show that NMES was any less efficient than traditional voluntary contraction. NMES could therefore be seen as a new training technique, safe and efficient among the elderly and should be used more often, associated or not with traditional voluntary training. Neuromuscular electrical stimulation could even be efficient enough to lower the number of falls and thus enhance the quality of life of the elderly.

Bibliography

1. Tinetti ME, Speechley M, Ginter SF. Risk factors for falls among elderly persons living in the community. *N Engl J Med.* 29 déc 1988;319(26):1701-7.
2. Ambrose AF, Paul G, Hausdorff JM. Risk factors for falls among older adults: a review of the literature. *Maturitas.* mai 2013;75(1):51-61.
3. Rubenstein LZ. Falls in older people: epidemiology, risk factors and strategies for prevention. *Age Ageing.* 1 sept 2006;35(suppl 2):ii37-ii41.
4. Lafont C, Dupui P, Costes-Salon MC, Albarede JL, Bessou P. Equilibre et vieillissement. *Année Gériatrique.* 1991;151-91.
5. Ioannidis G, Amiridis VH. Age-induced modifications of static postural control in humans. *Neurosci Lett.* 2003;350(3):137-40.
6. Woollacott MH, Shumway-Cook A, Nashner LM. Aging and posture control: changes in sensory organization and muscular coordination. *Int J Aging Hum Dev.* 1986;23(2):97-114.
7. Gehlsen GM, Whaley MH. Falls in the elderly: Part II, Balance, strength, and flexibility. *Arch Phys Med Rehabil.* sept 1990;71(10):739-41.
8. Macaluso A, De Vito G. Muscle strength, power and adaptations to resistance training in older people. *Eur J Appl Physiol.* avr 2004;91(4):450-72.
9. Evans WJ, Lexell J. Human Aging, Muscle Mass, and Fiber Type Composition. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci.* 1 nov 1995;50A(Special Issue):11-6.
10. Scicchitano BM, Rizzuto E, Musarò A. Counteracting muscle wasting in aging and neuromuscular diseases: the critical role of IGF-1. *Aging.* mai 2009;1(5):451-7.
11. Vinciguerra M, Musarò A, Rosenthal N. Regulation of muscle atrophy in aging and disease. *Adv Exp Med Biol.* 2010;694:211-33.
12. Rooyackers OE, Nair KS. Hormonal regulation of human muscle protein metabolism. *Annu Rev Nutr.* 1997;17:457-85.
13. Manini T, Hong S, Clark B. Aging and muscle: a neuron's perspective. *Curr Opin Clin Nutr Metab Care* [Internet]. janv 2013 [cité 20 mars 2016];16(1). Disponible sur: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3868452/>
14. Tinetti ME, Baker DI, McAvay G, Claus EB, Garrett P, Gottschalk M, et al. A Multifactorial Intervention to Reduce the Risk of Falling among Elderly People Living in the Community. *N Engl J Med.* 29 sept 1994;331(13):821-7.
15. Paffenbarger RS, Kampert JB, Lee IM, Hyde RT, Leung RW, Wing AL. Changes in physical activity and other lifestyle patterns influencing longevity. *Med Sci Sports Exerc.* juill 1994;26(7):857-65.

16. Judge JO, Underwood M, Gennosa T. Exercise to improve gait velocity in older persons. *Arch Phys Med Rehabil.* avr 1993;74(4):400-406.
17. Bernard PL, Hue O, Eininger C, Ledrole D, Giraud P, Seynnes O. [Influence of physical activity on postural capacities of elderly: effect of time of training]. *Ann Réadapt Médecine Phys Rev Sci Société Fr Rééduc Fonct Réadapt Médecine Phys.* mai 2004;47(4):157-163.
18. Mosole S, Carraro U, Kern H, Loeffler S, Fruhmahn H, Vogelauer M, et al. Long-term high-level exercise promotes muscle reinnervation with age. *J Neuropathol Exp Neurol.* avr 2014;73(4):284-294.
19. Zampieri S, Pietrangelo L, Loeffler S, Fruhmahn H, Vogelauer M, Burggraf S, et al. Lifelong Physical Exercise Delays Age-Associated Skeletal Muscle Decline. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci.* 18 févr 2014;glu006.
20. Trost SG, Owen N, Bauman AE, Sallis JF, Brown W. Correlates of adults' participation in physical activity: review and update. *Med Sci Sports Exerc.* déc 2002;34(12):1996-2001.
21. Quittan M, Wiesinger GF, Sturm B, Puig S, Mayr W, Sochor A, et al. Improvement of thigh muscles by neuromuscular electrical stimulation in patients with refractory heart failure: a single-blind, randomized, controlled trial. *Am J Phys Med Rehabil Assoc Acad Physiatr.* mars 2001;80(3):206-214-216, 224.
22. Nuhr MJ, Pette D, Berger R, Quittan M, Crevenna R, Huelsman M, et al. Beneficial effects of chronic low-frequency stimulation of thigh muscles in patients with advanced chronic heart failure. *Eur Heart J.* janv 2004;25(2):136-143.
23. Strasser EM, Stättner S, Karner J, Klimpfinger M, Freynhofer M, Zaller V, et al. Neuromuscular Electrical Stimulation Reduces Skeletal Muscle Protein Degradation and Stimulates Insulin-Like Growth Factors in an Age- and Current-Dependent Manner: A Randomized, Controlled Clinical Trial in Major Abdominal Surgical Patients. *Ann Surg.* mai 2009;249(5):738-743.
24. Wall BT, Dirks ML, Verdijk LB, Snijders T, Hansen D, Vranckx P, et al. Neuromuscular electrical stimulation increases muscle protein synthesis in elderly type 2 diabetic men. *Am J Physiol Endocrinol Metab.* 1 sept 2012;303(5):E614-623.
25. Pfeifer M, Begerow B, Minne HW. Vitamin D and Muscle Function. *Osteoporos Int.* 12 juill 2002;13(3):187-194.
26. Häkkinen K, Pastinen UM, Karsikas R, Linnamo V. Neuromuscular performance in voluntary bilateral and unilateral contraction and during electrical stimulation in men at different ages. *Eur J Appl Physiol.* 1995;70(6):518-527.
27. Lynch NA, Metter EJ, Lindle RS, Fozard JL, Tobin JD, Roy TA, et al. Muscle quality. I. Age-associated differences between arm and leg muscle groups. *J Appl Physiol Bethesda Md* 1985. janv 1999;86(1):188-194.

28. Kots Y, Xvilon V. Trenirovka mishechnoj sili metodom elektrostimulatsii: soobschenie 2, trenirovka metodom elektricheskogo razdrazenii mishechi. *Teor Pract Fis Cult.* 1971;66:72.
29. WHO | Definition of an older or elderly person [Internet]. WHO. [cité 15 sept 2016]. Disponible sur: <http://www.who.int/healthinfo/survey/ageingdefnolder/en/>
30. Caggiano E, Emrey T, Shirley S, Craik RL. Effects of electrical stimulation or voluntary contraction for strengthening the quadriceps femoris muscles in an aged male population. *J Orthop Sports Phys Ther.* juill 1994;20(1):22-8.
31. Paillard T, Lafont C, Costes-Salon MC, Dupui P. Comparison between three strength development methods on body composition in healthy elderly women. *J Nutr Health Aging.* 2002;7(2):117-9.
32. T Paillard CL. [Is electrical stimulation with voluntary muscle contraction of physiologic interest in aging women?]. *Ann Réadapt Médecine Phys Rev Sci Société Fr Rééduc Fonct Réadapt Médecine Phys.* 2005;48(1):20-8.
33. Paillard T, Lafont C, Soulat JM, Montoya R, Costes-Salon M-C, Dupui P. Short-term effects of electrical stimulation superimposed on muscular voluntary contraction in postural control in elderly women. *J Strength Cond Res Natl Strength Cond Assoc.* août 2005;19(3):640-6.
34. Paillard T, Lafont C, Dupui P. Effets de la pratique de l'électrostimulation sur les activités posturocinétiques chez des sujets âgés sains. *Sci Sports.* avr 2005;20(2):95-8.
35. T Paillard CL. Neuromuscular effects of three training methods in ageing women. *J Sports Med Phys Fitness.* 2004;44(1):87-91.
36. Amiridis I, Arabatzi F, Violaris P, Stavropoulos E, Hatzitaki V. Static balance improvement in elderly after dorsiflexors electrostimulation training. *Eur J Appl Physiol.* juill 2005;94(4):424-33.
37. Bezerra P, Zhou S, Crowley Z, Davie A, Baglin R. Effects of Electromyostimulation on Knee Extensors and Flexors Strength and Steadiness in Older Adults. *J Mot Behav.* sept 2011;43(5):413-21.
38. Kern H, Barberi L, Löffler S, Sbardella S, Burggraf S, Fruhmann H, et al. Electrical Stimulation Counteracts Muscle Decline in Seniors. *Front Aging Neurosci* [Internet]. 24 juill 2014 [cité 6 janv 2015];6. Disponible sur: http://www.frontiersin.org/Aging_Neuroscience/10.3389/fnagi.2014.00189/abstract
39. Benavent-Caballer V, Rosado-Calatayud P, Segura-Ortí E, Amer-Cuenca JJ, Lisón JF. Effects of three different low-intensity exercise interventions on physical performance, muscle CSA and activities of daily living: A randomized controlled trial. *Exp Gerontol.* oct 2014;58:159-65.
40. Bax L, Staes F, Verhagen A. Does neuromuscular electrical stimulation strengthen the quadriceps femoris? A systematic review of randomised controlled trials. *Sports Med Auckl NZ.* 2005;35(3):191-212.

41. Kubiak Jr RJ, Whitman KM, Johnston RM. Changes in quadriceps femoris muscle strength using isometric exercise versus electrical stimulation. *J Orthop Sports Phys Ther.* 1987;8(11):537–541.
42. Lai HS, Domenico GD, Strauss GR. The effect of different electro-motor stimulation training intensities on strength improvement. *Aust J Physiother.* 1988;34(3):151–64.
43. Conradsson M, Lundin-Olsson L, Lindelof N, Littbrand H, Malmqvist L, Gustafson Y, et al. Berg Balance Scale: Intrarater Test-Retest Reliability Among Older People Dependent in Activities of Daily Living and Living in Residential Care Facilities. *Phys Ther.* 1 sept 2007;87(9):1155–63.
44. Hausdorff JM, Rios DA, Edelberg HK. Gait variability and fall risk in community-living older adults: A 1-year prospective study. *Arch Phys Med Rehabil.* août 2001;82(8):1050–6.
45. Vanderthommen M, Duchateau J. Electrical stimulation as a modality to improve performance of the neuromuscular system. *Exerc Sport Sci Rev.* oct 2007;35(4):180–5.
46. Chekanov VS, Karakozov P, Rieder M, Zander G. Age related skeletal muscle response to electrical stimulation. *ASAIO J Am Soc Artif Intern Organs* 1992. août 2000;46(4):474–81.
47. Maffioletti NA. Physiological and methodological considerations for the use of neuromuscular electrical stimulation. *Eur J Appl Physiol.* sept 2010;110(2):223–34.
48. Balogun JA, Onilari OO, Akeju OA, Marzouk DK. High voltage electrical stimulation in the augmentation of muscle strength: effects of pulse frequency. *Arch Phys Med Rehabil.* sept 1993;74(9):910–6.
49. Miller M, Flansbjerg U-B, Downham D, Lexell J. Superimposed Electrical Stimulation: Assessment of Voluntary Activation and Perceived Discomfort in Healthy, Moderately Active Older and Younger Women and Men. *Am J Phys Med Rehabil.* mars 2007;86(3):945–50.
50. Allali G, Annweiler C, Predovan D, Bherer L, Beauchet O. Brain volume changes in gait control in patients with mild cognitive impairment compared to cognitively healthy individuals; GAIT study results. *Exp Gerontol.* 16 déc 2015;
51. Langeard A, Pothier K, Morello R, Lelong-Boulouard V, Lescure P, Bocca M-L, et al. Polypharmacy Cutoff for Gait and Cognitive Impairments. *Pharm Med Outcomes Res.* 2016;7:296.
52. Bherer L, Erickson KI, Liu-Ambrose T. A Review of the Effects of Physical Activity and Exercise on Cognitive and Brain Functions in Older Adults. *J Aging Res.* 2013;2013:1–8.
53. Smith GV, Alon G, Roys SR, Gullapalli RP. Functional MRI determination of a dose-response relationship to lower extremity neuromuscular electrical stimulation in healthy subjects. *Exp Brain Res.* mai 2003;150(1):33–9.

Annexe 6 : MiniMental State Examination

Mini Mental State Examination (MMSE) (Version consensuelle du GRECO)

Orientation

/ 10

Je vais vous poser quelques questions pour apprécier comment fonctionne votre mémoire. Les unes sont très simples, les autres un peu moins. Vous devez répondre du mieux que vous pouvez. Quelle est la date complète d'aujourd'hui ?

Si la réponse est incorrecte ou incomplète, posez les questions restées sans réponse, dans l'ordre suivant :

1. En quelle année sommes-nous ?
2. En quelle saison ?
3. En quel mois ?
4. Quel jour du mois ?
5. Quel jour de la semaine ?

Je vais vous poser maintenant quelques questions sur l'endroit où nous trouvons.

6. Quel est le nom de l'hôpital où nous sommes ?*
7. Dans quelle ville se trouve-t-il ?
8. Quel est le nom du département dans lequel est située cette ville ?**
9. Dans quelle province ou région est située ce département ?
10. A quel étage sommes-nous ?

Apprentissage

/ 3

Je vais vous dire trois mots ; je vous voudrais que vous me les répétiez et que vous essayiez de les retenir car je vous les redemanderai tout à l'heure.

- | | | | |
|------------|---------------|-----------------|--------------------------|
| 11. Cigare | <i>Citron</i> | <i>Fauteuil</i> | <input type="checkbox"/> |
| 12. Fleur | <i>Clé</i> | <i>Tulipe</i> | <input type="checkbox"/> |
| 13. Porte | <i>Ballon</i> | <i>Canard</i> | <input type="checkbox"/> |

Répéter les 3 mots.

Attention et calcul

/ 5

Voulez-vous compter à partir de 100 en retirant 7 à chaque fois ?*

14. 93
15. 86
16. 79
17. 72
18. 65

Pour tous les sujets, même pour ceux qui ont obtenu le maximum de points, demander :

Voulez-vous épeler le mot MONDE à l'envers ?**

Rappel

/ 3

Pouvez-vous me dire quels étaient les 3 mots que je vous ai demandés de répéter et de retenir tout à l'heure ?

- | | | | |
|------------|---------------|-----------------|--------------------------|
| 11. Cigare | <i>Citron</i> | <i>Fauteuil</i> | <input type="checkbox"/> |
| 12. Fleur | <i>Clé</i> | <i>Tulipe</i> | <input type="checkbox"/> |
| 13. Porte | <i>Ballon</i> | <i>Canard</i> | <input type="checkbox"/> |

Langage

/ 8

- Montrer un crayon. 22. Quel est le nom de cet objet ?*
- Montrer votre montre. 23. Quel est le nom de cet objet ?**
24. Ecoutez bien et répétez après moi : « PAS DE MAIS, DE SI, NI DE ET »***

Poser une feuille de papier sur le bureau, la montrer au sujet en lui disant : « Ecoutez bien et faites ce que je vais vous dire :

25. Prenez cette feuille de papier avec votre main droite,
26. Pliez-la en deux,
27. Et jetez-la par terre. »****

Tendre au sujet une feuille de papier sur laquelle est écrit en gros caractère : « FERMEZ LES YEUX » et dire au sujet :

28. « Faites ce qui est écrit ».

Tendre au sujet une feuille de papier et un stylo, en disant :

29. « Voulez-vous m'écrire une phrase, ce que vous voulez, mais une phrase entière. »

Praxies constructives

/ 1

Tendre au sujet une feuille de papier et lui demander :

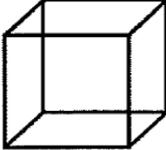
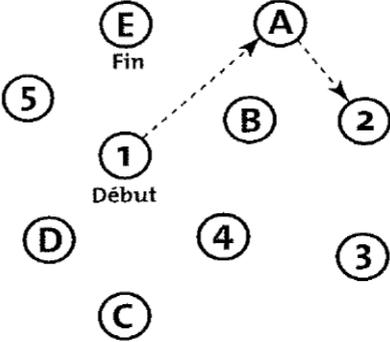
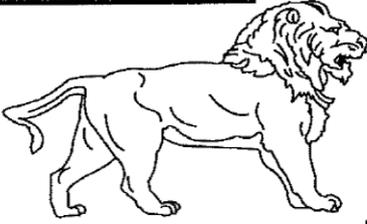
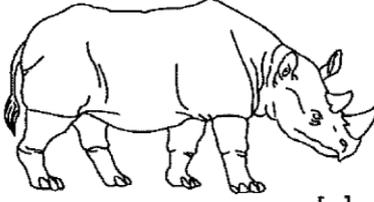
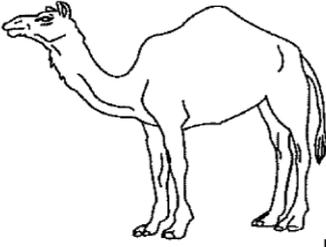
30. « Voulez-vous recopier ce dessin ? »

Annexe 7 : Montreal Cognitive Assessment

MONTREAL COGNITIVE ASSESSMENT (MOCA) FRANÇAIS

Scolarité : ___ ans

DATE :

VISUOSPATIAL / EXÉCUTIF				Copier le cube	Dessiner HORLOGE (onze heure dix) (3 points)	POINTS		
		[]	[]	[]	[]	[]		
DÉNOMINATION						[] [] []		
MÉMOIRE		Lire la liste de mots, le patient doit répéter. Faire 2 essais. Faire un rappel 5 min après.	VISAGE	VELOURS	ÉGLISE	MARGUERITE	ROUGE	Pas de point
		1 ^{er} essai						
		2 ^{ème} essai						
ATTENTION		Lire la série de chiffres (1 chiffre/ sec.).		Le patient doit la répéter. [] 2 1 8 5 4		Le patient doit la répéter à l'envers. [] 7 4 2		___/2
		Lire la série de lettres. Le patient doit taper de la main à chaque lettre A. Pas de point si 2 erreurs		[] FBACMNAAJKLBAFAKDEAAAJAMOF AAB		___/1		
		Soustraire série de 7 à partir de 100.		[] 93	[] 86	[] 79	[] 72	[] 65
				4 ou 5 soustractions correctes : 3 pts, 2 ou 3 correctes : 2 pts, 1 correcte : 1 pt, 0 correcte : 0 pt				___/3
LANGAGE		Répéter : Le colibri a déposé ses œufs sur le sable. []		L'argument de l'avocat les a convaincus. []		___/2		
		Fluidité de langage. Nommer un maximum de mots commençant par la lettre «F» en 1 min		[] _____ (N 11 mots)		___/1		
ABSTRACTION		Similitude entre ex : banane - orange = fruit []		train - bicyclette []		montre - règle		___/2
RAPPEL		Doit se souvenir des mots SANS INDICES	VISAGE []	VELOURS []	ÉGLISE []	MARGUERITE []	ROUGE []	Points pour rappel SANS INDICES seulement
Optionnel		Indice de catégorie						
		Indice choix multiples						
ORIENTATION		[] Date	[] Mois	[] Année	[] Jour	[] Endroit	[] Ville	___/6

© Z.Nasreddine MD Version 7.0

www.mocatest.org

Normal 26 / 30

TOTAL ___/30

Administré par :

Ajouter 1 point si scolarité 12 ans

Rappel différé avec interférence (RD)

- Sans indice (a): /5
- Indiché (b):
- Reconnaissance (c):



Rappel Immédiat (RI) : /10

Rappel différé total (RDT) (a+b+c) : /5

Rappel total (RI + RDT) : /15

Annexe 8 : Activity-specific Balance Confidence Scale

	0%	10	20	30	40	50	60	70	80	90	100%
	Aucune confiance										Pleine confiance
*À quel point êtes-vous confiant de ne pas perdre l'équilibre ou de ne pas devenir chancelant(e) lorsque vous. . .											
1.	...										___%
2.	...										___%
3.	...										___%
4.	...										___%
5.	...										___%
6.	...										___%
7.	...										___%
8.	...										___%
9.	...										___%
10.	...										___%
11.	...										___%
12.	...										___%
13.	...										___%
14.	...										___%
15.	...										___%
16.	...										___%

Annexe 9 : MADRS: Montgomery-Åsberg depression rating scale

Echelle Montgomery-Åsberg d'évaluation de la dépression (MADRS: Montgomery-Åsberg depression rating scale),

Cette échelle est très utilisée pour mesurer les changements apportés par le traitement de la dépression. Elle évalue la gravité des symptômes dans des domaines très variés tels que l'humeur, le sommeil et l'appétit, la fatigue physique et psychique et les idées de suicide.

1. Tristesse apparente:

Représente l'abattement, la morosité, et le désespoir (plus que lors d'une phase passagère d'humeur maussade), reflétés dans le discours, l'expression du visage, et la posture. Cotez selon la profondeur et l'incapacité de s'égayer.

0 = Pas de tristesse.

2 = A l'air absent mais s'illumine sans difficulté.

4 = Paraît triste et malheureux (malheureuse) la plupart du temps.

6 = A constamment l'air misérable. Extrêmement abattu(e).

2. Tristesse décrite:

Représente les descriptions d'humeurs dépressives, sans prendre en compte le fait qu'elles se reflètent ou non sur l'apparence. Cela comprend l'humeur maussade, l'abattement et le sentiment d'être au-delà d'une aide possible et sans espoir.

0 = Tristesse occasionnelle dans la gestion des circonstances.

2 = Triste ou morose mais la personne s'égaie sans difficultés.

4 = Sensations insidieuses de tristesse et de morosité. L'humeur est toujours influencée par des circonstances extérieures.

6 = Tristesse continue ou invariante, sensation de misère ou de découragement.

3. Tension intérieure:

Représente des sensations d'inconfort mal défini, irascibilité, bouillonnement intérieur, tension mentale qui monte en panique, en effroi, ou en angoisse. Cotez selon l'intensité, la fréquence, la durée et le besoin d'être rassuré(e).

0 = Placide. Seulement quelques tensions passagères.

2 = Sentiments occasionnels d'irascibilité et d'inconfort mal défini.

4 = Sensation continue de tension intérieure ou panique intermittente que le/la patient(e) ne peut maîtriser qu'avec difficulté.

6 = Effroi ou angoisse incessants. Panique irrésistible.

4. Sommeil réduit:

Représente un vécu de durée ou de profondeur du sommeil réduits en comparaison avec le rythme habituel du/de la patient(e) quand il/elle se sent bien.

0 = Dort comme d'habitude.

2 = Petite difficulté à l'endormissement ou quantité du sommeil légèrement réduite, sommeil un peu allégé, quelque peu moins réparateur.

4 = Rigidité ou résistance au sommeil modérées.

6 = Sommeil réduit ou interrompu pendant au moins 2 heures.

5. Appétit réduit:

Représente la sensation d'une perte d'appétit comparé à celui de la personne quand elle va bien. Cotez par perte d'envie pour les aliments ou par le besoin de se forcer pour manger.

0 = Appétit normal ou augmenté.

2 = Appétit légèrement réduit.

4 = Pas d'appétit. Les aliments n'ont pas de goût.

6 = Doit être persuadé(e) de seulement manger.

6. Difficultés de concentration:

Représente la difficulté de rassembler ses pensées jusqu'à un manque de concentration incapacitant. Cotez selon l'intensité, la fréquence, et le degré d'incapacité produit.

- 0 = Pas de difficultés à se concentrer.
- 2 = Difficultés occasionnelles à rassembler ses idées.
- 4 = Difficultés pour se concentrer avec capacité réduite à lire ou à tenir une conversation.
- 6 = Incapable de lire ou de converser sans grande difficulté.

7. Lassitude:

Représente la difficulté à démarrer, ou la lenteur à initier et à effectuer des activités de la vie quotidienne.

- 0 = Presque pas de difficultés à démarrer. Pas de mollesse.
- 2 = Difficultés à commencer des activités.
- 4 = Difficultés à commencer de simples activités de routine qui se font avec effort.
- 6 = Lassitude complète. Incapable de faire quoi que ce soit sans aide.

8. Incapacité à ressentir:

Représente le vécu subjectif d'un intérêt réduit pour l'environnement, ou pour des activités qui, normalement, procurent du plaisir. La capacité à réagir avec les émotions adéquates aux circonstances ou aux gens est réduite.

- 0 = Intérêt normal pour son environnement et les gens.
- 2 = Capacité réduite à prendre du plaisir à ses centres d'intérêt habituels.
- 4 = Perte d'intérêt pour son environnement. Perte de sentiments pour ses amis et connaissances.
- 6 = Sensation d'être émotionnellement paralysé, incapacité à ressentir de la colère, du chagrin ou du plaisir et échec total ou même douloureux à ressentir quoi que ce soit pour des parents proches et amis.

9. Pensées pessimistes:

Représente des sentiments de culpabilité, d'infériorité, d'autocritique, sensation d'être immoral, de remords et de ruine.

- 0 = Pas de pensées pessimistes.
- 2 = Sensations d'échec fluctuantes, autocritique ou dépréciation de soi.
- 4 = Auto-accusations persistantes, ou idées de culpabilité ou de faute encore rationnelles. De plus en plus pessimiste vis-à-vis du futur.
- 6 = Illusions de ruine, de remords, de faute irréparable. Auto-accusations absurdes et inébranlables.

10. Pensées suicidaires:

Représente le sentiment que la vie ne vaut pas la peine d'être vécue, qu'une mort naturelle serait la bienvenue, des pensées suicidaires et la préparation de l'acte de suicide. (Les tentatives de suicide ne devraient pas influencer la cotation par elles-mêmes).

- 0 = Aime la vie ou la prend comme elle vient.
- 2 = Las de la vie. Pensées suicidaires seulement passagères.
- 4 = Pense qu'il vaudrait mieux qu'il/elle soit mort(e). Les pensées suicidaires sont habituelles, et le suicide considéré comme une solution éventuelle, mais sans plan ou intention particulière.
- 6 = Plans explicites de suicide pour la prochaine occasion. Préparation active pour le suicide.

Total:

Le diagnostic de dépression ne peut se faire à partir d'un simple questionnaire mais un total supérieur à 20/60 est généralement considéré comme anormal.

Un niveau de 30 points est considéré comme une définition de la dépression grave (Montgomery & Åsberg 1979).

Prévention de la chute chez la personne âgée : De la détection du risque à la réhabilitation par électrostimulation

RÉSUMÉ : L'objectif de ce travail était d'améliorer la prévention de la chute des séniors en améliorant la détection des personnes à risque et les outils d'évaluation du contrôle postural ainsi qu'en utilisant un programme de réhabilitation par électrostimulation. Afin de répondre à ces trois objectifs, trois parties ont été développées :

Le but de la partie I était d'apporter des outils permettant une meilleure détection des personnes à risque à travers l'identification de facteurs responsables d'un déclin du contrôle postural. Nous avons pu établir lors de trois études que (i) les personnes consommant cinq médicaments et plus par jour présentent un risque accru des troubles de la cognition et de la mobilité, (ii) les chuteurs fracturés ont un déficit de stabilisation après le passage d'obstacle et (iii) les chuteurs fracturés réduisent moins leur vitesse de marche lors de la double tâche.

Dans la partie II nous avons évalué pour la première fois le freinage du centre de masse, paramètre corrélé à la qualité du contrôle postural, avec une technique d'analyse cinématique. Il a été mis en évidence que l'analyse sur plateforme de force, habituellement utilisée, présente une plus grande variabilité et conduit à une sous-estimation de l'indice de freinage, en comparaison à cette nouvelle méthode d'analyse.

Dans la partie III nous avons testé l'efficacité d'un programme d'électrostimulation des muscles mobilisateurs de la cheville sur les facteurs de risque de chute. Cet entraînement a permis d'augmenter la force des muscles et bien que la réhabilitation d'autres muscles semble nécessaire afin d'améliorer la marche, le programme a permis de réhabiliter efficacement les performances d'équilibre.

MOTS-CLÉS : Chutes – Contrôle postural – Locomotion – Cognition – Séniors – Renforcement musculaire.

Abstract : The objective of this work was to improve the prevention of falls in seniors by (i) improving the detection of people at risk, (ii) providing new tools for assessing postural control and (iii) studying the effects of rehabilitation program by electrostimulation on the markers of the risk of falling. In order to meet these three objectives, three parts were developed:

The aim of Part I was to provide tools for better detection of persons at risk of falls or fractures through the identification of factors responsible for a decline in postural control. We have been able to establish through three studies that (i) elderly patients who take five or more drugs per day are at higher risk of cognitive and mobility impairments, (ii) subjects who undergo fractures have a stabilization deficit after obstacle crossing and (iii) fractured fallers reduce their walking speed less during dual-task walking.

In Part II we evaluated for the first time the braking of the center of mass, a parameter correlated with the quality of the postural control, with a kinematic analysis technique. It has been demonstrated that the technic usually used, the force-plate analysis, presents greater variability and leads to an underestimation of the braking index in comparison with this new method of analysis.

In Part III we tested the effectiveness of a training program by electrostimulation of the ankle plantar and dorsiflexors on the parameters related to the fall or its severity. This training increased the strenght, and probably the contraction speed of the ankle muscles. Although the rehabilitation of other muscles seems necessary to improve walking, the training program has effectively rehabilitated static and dynamic balance performances.

MOTS-CLÉS : Falls – Postural Control – Gait – Cognition – Seniors – Balance.

DISCIPLINE : Sciences et Techniques des Activités Physiques

UMR-S 1075 INSERM COMETE
« Mobilités : Attention, Orientation, Chronobiologie »
U.F.R. STAPS
Université de Caen Normandie
2, Boulevard du Maréchal Juin – 14032 CAEN Cedex – France