

THÈSE CIFRE

UNIVERSITÉ DE PAU ET DES PAYS DE L'ADOUR

École doctorale Sciences Sociales et Humanités (ED 481)

Présentée et soutenue le 18 juin 2019

par **Karim Korchi**

pour obtenir le grade de docteur

de l'Université de Pau et des Pays de l'Adour

Spécialité : Sciences et Techniques des Activités Physiques et Sportives

Optimisation des programmes d'activité physique destinés à la prévention de la chute chez les personnes âgées institutionnalisées : influence de la sensibilité cutanée plantaire et du moment de la journée.

MEMBRES DU JURY

RAPPORTEURS

- **Éric YIOU** Maître de Conférences (MCF-HDR) / Université Paris-Saclay
- **Pierre-Louis BERNARD** Maître de Conférences (MCF-HDR) / Université de Montpellier

EXAMINATEURS

- **Yves ROLLAND** Professeur des Universités (PU-PH) / Université Toulouse III – Paul Sabatier

DIRECTEURS

- **Frédéric NOÉ** Maître de Conférences (MCF) / Université de Pau et des Pays de l'Adour
- **Thierry PAILLARD** Professeur des Universités (PU) / Université de Pau et des Pays de l'Adour

Remerciements

Quelqu'un a-t-il déjà réussi à exprimer toute sa gratitude en quelques lignes ? Tout d'abord, sachez que cette expérience doctorale m'a permis d'éprouver d'intenses émotions et vous n'y êtes pas étranger. Je vais donc tenter de faire mon possible pour remercier chacun d'entre vous comme il le mérite, tout en sachant que je ne vous remercierai jamais assez.

En premier lieu, je souhaite remercier mes directeurs de thèse, Thierry Paillard et Frédéric Noé, de m'avoir fait confiance depuis le début et pour leur investissement dans notre projet. Je remercie également le STAPS de Tarbes, l'EHPAD de Maubourguet et l'EHPAD de Vic-en-Bigorre qui m'ont accueilli au sein de leur structure. Je remercie l'Association Nationale de la Recherche et de la Technologie et le Conseil Départemental des Hautes-Pyrénées pour s'être investi financièrement avec nous dans ce projet. Merci aux membres du jury (Éric Yiou, Pierrick Bernard et Yves Rolland) d'avoir accepté de relire le document qui résume aujourd'hui ces trois années de recherches. Je tiens évidemment à remercier les résidents de l'EHPAD de Maubourguet et ceux de Vic-en-Bigorre ainsi que les membres du personnel avec qui j'ai beaucoup appris ces dernières années.

À titre personnel, je n'ai cessé de penser à quel point de nombreuses personnes plus ou moins impliquées dans ce projet de recherche ont sublimé cette expérience. Un grand merci à Thierry pour son authenticité et sa franchise en toutes circonstances. Nos échanges et vos précieux conseils m'ont permis de progresser à multiples reprises et ce bien au-delà de ce que j'imaginai au départ. Un immense merci à Frédéric qui s'est dévoué corps et âme dans ce projet. Si j'ai pu franchir toutes ces étapes, c'est en grande partie grâce à ton aide. Au même titre que Thierry, tes conseils et nos échanges ont une valeur inestimable. Toujours prêt pour de nouveaux défis, tu m'as aidé à me surpasser lorsque je ne m'en sentais pas capable. J'ai également eu la chance de travailler avec Noëlle Bru dont les conseils en statistiques ont été

très précieux. Les approches statistiques que tu nous as proposées ont considérablement enrichi ce travail de thèse. De plus, je souhaite surtout te remercier pour tes qualités humaines. Ta bonne humeur et ta bienveillance m'ont beaucoup touché surtout lorsque la situation semblait perdue d'avance.

Je remercie aussi les animatrices de l'EHPAD de Maubourguet, Stéphanie Loustau et Corinne Fortin, qui m'ont épaulé dans l'organisation des ateliers. J'ai fait mes débuts avec Stéphanie et je n'aurais pas pu mieux tomber. Corinne, tu as une énergie incroyable et tu regorges d'idées créatives. Toutes les deux vous avez su être à mon écoute au-delà de votre métier. Un grand merci à Laëtitia Moge, psychologue à l'EHPAD de Maubourguet, qui avec son authenticité, sa bienveillance et sa bonne humeur a su rendre chaque moment plus agréable. J'ai eu la chance d'avoir deux stagiaires exceptionnels, Olivier Cabianca-Martin et Mickaël Monce, pour m'épauler pendant la deuxième phase de mesure. Merci pour tout le temps et l'énergie que vous avez consacrés à ce projet. Merci de vous être rendus aussi disponibles. Les moments que nous avons partagés n'auraient pas eu la même saveur sans vous.

Heureusement qu'au laboratoire j'ai pu avoir le soutien des doctorants chaque jour, main dans la main. Vous avez fait de cette expérience une belle histoire, une étape de ma vie remplie de belles notes de musique, une aventure humaine incroyable. Merci Hervé Farfal ! Merci pour ta bienveillance et tes conseils. J'admire ta sagesse et j'estime avoir eu beaucoup de chance que tu l'aies partagée avec moi. Merci Lola Debove ! Merci pour tes conseils et pour les moments que nous avons partagés. Merci Mohamed Kadri ! J'ai appris à connaître une personne avec de belles valeurs, digne de confiance et qui est ensuite devenue un véritable ami. Impossible d'effacer tous ces moments passés ensemble. Ta bonne humeur rayonne toujours dans le bureau des doctorants. Merci Betty Hachard ! Nos multiples échanges, à la fois sur des questions professionnelles, mais aussi personnelles, m'ont permis

d'arriver au bout de cette aventure. Avec beaucoup de bienveillance et d'écoute, tu m'as permis de garder le moral. Chers doctorants, chères doctorantes, nous avons partagé des moments merveilleux.

Je remercie mes proches qui m'ont soutenu depuis si longtemps. Vous m'avez toujours encouragé à réaliser les différents projets qui me tenaient à cœur dans la vie. Je n'ai jamais eu l'impression d'être seul à affronter ces épreuves. Merci à mes amis : Olivier Hombrouck, Stéphane Reyes, Thierry Ferreira, Fabrice Duclos et Arnaud Chancerel ! Même si vous ne le réalisez pas forcément, votre présence suffit à m'épargner bien des souffrances. Merci à ma compagne, Caroline Bernal, qui réalise également un doctorat au sein du même laboratoire. Tu me donnes régulièrement la force et l'amour pour que les épreuves de la vie ne soient pas trop pénibles. La rencontre de nos deux mondes me permet de voir plus loin que je n'ai jamais pu. En partageant avec moi ta vision du monde, tu me donnes l'opportunité de voir le monde différemment, sous un autre angle. Ceci est très précieux pour moi. C'est même irremplaçable. Merci à mon frère, Malik ! Tu ne le sais peut-être pas, mais, toi aussi, ta vision du monde me permet de m'enrichir. Nous avons grandi ensemble et pourtant nous percevons le monde si différemment. C'est exactement ce dont j'ai toujours eu besoin pour progresser, pour évoluer, pour avancer. Je remercie également mes grands-parents pour leur soutien et nos précieux moments passés ensemble. Mes chers parents (Rachid et Christine)... tout ceci n'aurait jamais eu lieu sans vous, votre éternel soutien et votre amour inconditionnel. L'union de vos deux énergies m'a mené jusqu'ici. Ces énergies viennent de mondes bien différents encore une fois. Je pense que de vous est naît l'amour de la différence, la tolérance, le goût du défi, l'envie de faire de son mieux et de ne jamais abandonner.

À tous, mille mercis et merci encore !

Sommaire

Remerciements	3
Résumé	10
Liste des abréviations	11
PARTIE I : Introduction générale	16
Chapitre 1 : Cadre théorique.....	17
1. Vieillesse et risque de chute	19
1.1. Chiffres déterminants du vieillissement de la population	19
1.2. Conséquences physiques	20
1.3. Conséquences psycho-sociales et économiques	21
2. Origines des chutes de la personne âgée	22
2.1. Facteurs intrinsèques.....	22
2.1.1. L'âge	22
2.1.2. Le genre	23
2.1.3. Les rythmes circadiens.....	24
2.1.3.1. L'origine des rythmes circadiens.....	24
2.1.3.2. Vieillesse des rythmes circadiens.....	26
2.1.3.3. Troubles du sommeil.....	28
2.2. Facteurs environnementaux.....	29
2.2.1. Lieu et mode de vie	29
2.2.2. Les raisons socioéconomiques.....	30
2.2.3. Influences pharmacologiques.....	31
2.3. Facteurs comportementaux.....	34
2.3.1. La sédentarité.....	34
2.3.2. Pathologies associées au vieillissement	34
2.3.3. Nutrition	37
2.3.4. Dépression, anxiété et peur de chuter	38
2.4. Origines fonctionnelles des chutes	40
2.4.1. Contrôle sensori-moteur du mouvement.....	40
2.4.1.1. Aspect sensoriel.....	40

2.4.1.1.1. Les informations visuelles	42
2.4.1.1.2. Les informations vestibulaires.....	43
2.4.1.1.3. Les informations somesthésiques	44
2.4.1.2. Aspect central et intégratif.....	48
2.4.1.3. Aspect moteur.....	53
2.4.2. Équilibre postural.....	56
2.4.2.1. Mécanismes de contrôle de la posture érigée	56
2.4.2.2. Effets délétères du vieillissement.....	58
2.4.3. Locomotion	61
2.4.3.1. Organisation spatio-temporelle de la marche.....	61
2.4.3.2. Effets délétères du vieillissement.....	63
3. Les stratégies multifactorielles de prévention	65
3.1. L'aspect multifactoriel de la prévention des chutes	65
3.1.1. La sécurité de l'environnement	65
3.1.2. Aspect psychologique	66
3.1.3. Hygiène de vie.....	67
3.1.3.1. Sommeil.....	67
3.1.3.2. Médicaments	68
3.1.3.3. Nutrition.....	69
3.2. Les programmes d'AP et le risque de chute	69
3.2.1. Le développement de la force et de la puissance musculaire	70
3.2.2. Le développement de l'endurance.....	72
3.2.3. Les exercices d'équilibre.....	74
3.2.4. Effet de la combinaison des différentes AP.....	76
Chapitre 2 : Objectif des travaux.....	77
PARTIE II : Présentation des travaux	81
Chapitre 1 : Optimization of the effects of physical activity on plantar sensation and postural control with barefoot exercises in institutionalized older adults: a pilot study.	82
1. Abstract.....	83
2. Introduction.....	84
3. Methods	86
3.1. Participants.....	86

3.2. Exercise intervention	87
3.3. Physical outcomes.....	88
3.4. Statistical analysis.....	90
4. Results	91
4.1. Postural outcomes	94
4.2. Gait outcomes	100
4.3. Plantar sensitivity outcomes	106
5. Discussion.....	108
6. Conclusion	112
Chapitre 2 : Influence of plantar cutaneous sensitivity on daily fluctuations of postural control and gait in institutionalized older adults: a hierarchical cluster analysis.....	114
1. Abstract.....	115
2. Introduction.....	116
3. Materials and methods.....	119
3.1. Participants.....	119
3.2. Procedure	119
3.3. Physical outcomes.....	120
3.3.1. Postural control.....	120
3.3.2. Gait.....	120
3.3.3. Plantar cutaneous sensitivity	121
3.4. Statistical analysis.....	121
4. Results	122
4.1. Whole group analysis	122
4.2. Hierarchical cluster analysis	125
5. Discussion	136
6. Conclusion	141
Chapitre 3 : Influence of physical activity performed at two different times of day on postural control in institutionalized older adults.....	142
1. Abstract.....	143
2. Introduction	144
3. Materials and methods.....	145
3.1. Participants.....	145
3.2. Exercise intervention	146

3.3. Measurements	147
3.4. Statistical analysis.....	148
4. Results	148
5. Discussion	150
6. Conclusion	153
PARTIE III : Discussion et conclusion générale	154
Chapitre 1 : Discussion générale.....	155
1. Optimisation des programmes multi-activités : intérêt des exercices réalisés pieds-nus sur le contrôle postural et la locomotion.....	157
2. Optimisation des programmes multi-activités : quand pratiquer ?.....	162
Chapitre 2 : Conclusion générale	170
Références Bibliographiques	173

Résumé

L'ensemble de ce travail doctoral avait pour objectif d'optimiser les effets des programmes d'activités physiques pour prévenir les chutes chez les personnes âgées institutionnalisées. Le contrôle postural et la locomotion étant fondamentaux dans la prévention des chutes, il convient de les stimuler régulièrement par une pratique physique adaptée. Par ailleurs, l'amélioration de la sensibilité cutanée plantaire peut permettre d'améliorer le contrôle postural et la locomotion. Même si les bénéfices potentiels d'une stimulation des afférences cutanées plantaires par la pratique d'exercices pieds nus sont multiples, l'intérêt de cette modalité de pratique des activités physiques à destination des personnes âgées reste à démontrer. Deux groupes de personnes âgées ont ainsi dû suivre le même programme d'activités physiques, pieds-nus pour un groupe et en portant des chaussures pour l'autre groupe. Les principaux résultats ont révélé qu'un programme d'activités physiques pratiqué pieds nus améliorerait davantage la sensibilité cutanée plantaire et le contrôle postural qu'un programme pratiqué avec des chaussures. Malgré l'avancée en âge, le système sensori-moteur semble toujours bénéficier d'une certaine plasticité. Ce système sensori-moteur peut être stimulé en sollicitant notamment les mécanorécepteurs cutanés plantaires. Les effets d'un programme d'activités physiques peuvent également être optimisés en plaçant les séances au moment de la journée le plus approprié. En évaluant l'influence du moment de pratique au cours de la journée, nous avons pu montrer qu'un programme d'activités physiques réalisé l'après-midi provoquait des effets positifs plus marqués qu'un programme réalisé le matin. De manière surprenante, le contrôle postural des sujets qui s'entraînaient l'après-midi s'améliorait principalement le matin, au moment de la journée où il est le plus efficace chez les personnes âgées. Ces adaptations seraient en phase avec le moment de la journée où les fonctions cognitives sont également optimales, c'est-à-dire le matin.

Liste des abréviations

1RM : « One repetition maximum » soit la charge pour laquelle une seule réalisation du mouvement est possible.

AE : « Afternoon exercise » soit les participants ayant pratiqués l'après-midi.

AGGIR : Autonomie, Gérontologie, Groupes Iso-Ressources

AP / PA : Activité Physique / Physical Activity

AVP : « Arginine vasopressin » soit la vasopressine

BF : « Barefoot » soit les participants ayant pratiqués pieds nus

C : « Control » soit les participants n'ayant pratiqués aucune activité physique

CAD : « Cadence » soit la fréquence d'appui

CM : Centre de masse

COP / CP : « Centre of foot pressure » soit le centre des pressions des pieds

COP_R : « Mean resultant center of pressure velocity » soit la résultante de la vitesse du centre des pressions

COP_S : « Center of pressure surface area » soit la surface du déplacement du centre des pressions

COP_X : « Center of pressure velocity along the medio-lateral axis » soit la vitesse du déplacement médio-latéral du centre des pressions

COP_Y : « Center of pressure velocity along the anterior-posterior axis » soit la vitesse du déplacement antéro-postérieur du centre des pressions

CT : « Contact time » soit le temps d'appui

CV : « Coefficient of variation » soit le coefficient de variation

DST : « Double support time » soit le double temps d'appui

EC : « Eyes close » soit yeux fermés

EHPAD : Établissement Hospitalier pour Personnes Âgées Dépendantes

EO : « Eyes open » soit yeux ouverts

GABA : « Gamma-aminobutyric acid » ou acide gamma-aminobutyrique

HA : Hallux

HCA / CAH : « Hierarchical Clustering Analysis » soit analyse ascendante hiérarchique

HE : « Heel » soit le talon

IMC : Indice de masse corporelle

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

IQR : « Interquartile range » soit étendue interquartile

IU : « International unit » soit unité internationale

M1 : « First metatarsal head » soit la première tête métatarsienne du pied

ME : « Morning exercise » soit les participants ayant pratiqués le matin

MEQ : « Morningness-Eveningness Questionnaire »

MMSE : « Mini Mental State Evaluation »

NSC : Noyaux suprachiasmatiques

PC : « Principal Component » soit composante principale

PCA / ACP : « Principle Component Analysis » soit Analyse en Composante Principale

PRE : Avant

POST : Après

SD : « Standard deviation » soit l'écart-type

SH : « Shod » soit les participants ayant pratiqués en chaussures

SL : « Step length » soit la longueur du pas

SP : « Spatiotemporal Parameters » soit les paramètres spatio-temporels

STRL : « Stride length » soit la longueur de l'enjambée

SWT : « Swing time » soit le temps de balancement

VEL : « Walking velocity » soit la vitesse de marche

VIP : « Vasoactive intestinal polypeptide » soit le peptide intestinal vasoactif

VO_{2max} : Consommation maximale d'oxygène

WHO / OMS : « World Health Organisation » soit l'Organisation Mondiale de la Santé

« La nature crée des différences, la société en fait des inégalités ».

Tahar Ben Jelloun

« Le temps qui nous reste à vivre est plus important que toutes les années écoulées ».

Léon Tolstoï.

PARTIE I :
Introduction générale

Chapitre 1 :
Cadre théorique

L'espérance de vie n'a cessé d'augmenter ces cent dernières années au point que les personnes âgées de plus de 65 ans représentent aujourd'hui presque une personne sur cinq en France allant même jusqu'à une personne sur dix pour les personnes de plus de 75 ans (INSERM, 2015). D'ailleurs en 2060, les centenaires pourraient être au nombre de 200 000 en France (Insee, 2016). Les personnes âgées rencontrent également de plus en plus de problèmes de santé avec l'avancée en âge (INSERM, 2015). L'état de santé de la personne âgée s'altère à tel point que ses capacités physiques et psychologiques régressent (INSERM, 2015). À terme, il en résulte un état de fragilité qui est considéré comme un syndrome « caractérisé par une réduction des réserves [physiologiques] et de la résistance aux facteurs stressants » (Fried et al., 2001). À mesure que la personne âgée se fragilise, sa qualité de vie et son autonomie se dégradent. Dans de telles circonstances, le moindre stress peut s'accompagner d'une dépendance vis-à-vis des gestes quotidiens. La dépendance fait référence à la capacité de la personne âgée à s'adapter aux contraintes de son environnement (INSERM, 2015). D'ailleurs, la baisse des capacités fonctionnelles associées au vieillissement engendre une augmentation du risque de chute. La chute fait référence à « tout événement au cours duquel une personne est brusquement contrainte de prendre involontairement appui sur le sol, un plancher ou toute autre surface située à un niveau inférieur » (WHO, 2007). Le domicile de la personne peut devenir inadapté aux capacités dont la personne âgée dispose. La grande question du maintien à domicile devient alors dépendante des capacités fonctionnelles (sensorielles, cognitives et motrices) de la personne à effectuer les tâches de la vie quotidienne (se déplacer, s'alimenter, dormir, se laver...). Ceci peut entraîner une entrée en institution afin de prendre en charge la personne de manière quotidienne. L'AGGIR (Autonomie, Gérontologie, Groupes Iso-Ressources) est l'outil avec lequel est évaluée l'autonomie de la personne âgée en France. Cet outil comporte 17 variables (10 discriminantes et 7 illustratives) afin d'établir six niveaux de dépendance (Roussel, 2017).

Afin de prévenir le déclin lié au vieillissement, de nombreuses approches thérapeutiques intègrent aujourd'hui des programmes d'activité physique (AP). Les AP permettent de solliciter l'ensemble des capacités fonctionnelles de la personne âgée. Ceci présente un avantage dans la prévention du risque de chute dont les origines sont multifactorielles. D'ailleurs, les contenus et les conditions de mise en œuvre de ces programmes ont beaucoup évolué ces dernières années. Le travail de l'équilibre et de la locomotion est devenu indispensable aux stratégies mises en œuvre pour lutter contre le risque de chute. Cependant, les mécanismes d'adaptation sur le long terme à la suite de tels exercices méritent d'être approfondis.

1. Vieillessement et risque de chute

Bien que la notion de vieillissement puisse se définir à partir de critères chronologiques, biologiques ou sociaux (OMS, 2016), l'OMS et la majorité des études scientifiques considèrent aujourd'hui qu'une personne âgée est une personne de plus de 65 ans. Le vieillissement renvoie aux différentes altérations structurelles et fonctionnelles qui affaiblissent les capacités d'adaptation de la personne âgée et atténuent l'efficacité des mécanismes de régulation (Paillard, 2015). Pour de nombreuses autres raisons, les personnes âgées chutent plus souvent que les jeunes adultes. Le niveau de fragilité de ces personnes et l'augmentation du risque de chute peuvent engendrer des conséquences physiques, psychosociales et économiques importantes.

1.1. Chiffres déterminants du vieillissement de la population

Les personnes âgées de plus de 65 ans représentent une part de plus en plus importante de la population française (soit 18,8% de la population totale) (Insee, 2016). Pour illustrer l'augmentation du vieillissement de la population, il faut savoir qu'entre 1970 et 2010 le nombre de centenaires a été multiplié par treize en France (Blanpain, 2010). Entre 2013 et

2070, les personnes âgées de plus de 75 ans seront deux fois plus nombreuses (Blanpain et Buisson, 2018). À l'horizon 2060, les estimations européennes vont dans le sens du vieillissement de la population avec deux personnes entre 15 et 64 ans pour une personne de plus de 65 ans (Insee, 2016). La chute est la première cause de décès par accident de la vie courante chez les personnes âgées (Burns et Kakara, 2018) et ses conséquences peuvent amoindrir les capacités fonctionnelles des personnes concernées. Il est fréquent que la qualité de vie et l'autonomie au-delà d'un certain âge soient affectées par la survenue d'une chute.

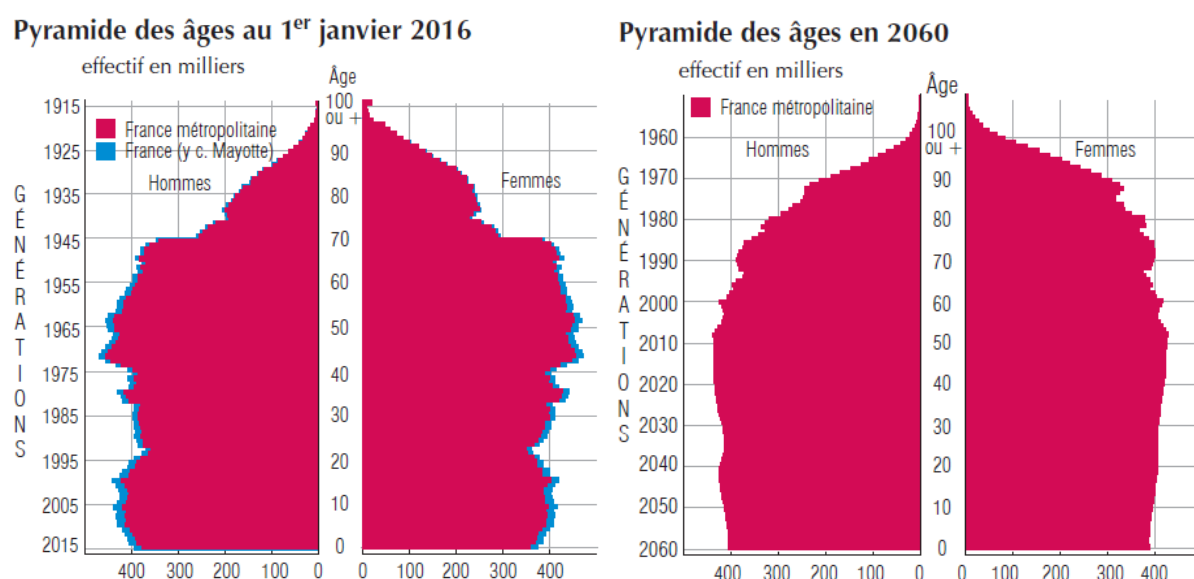


Figure 1. Estimation de l'évolution de la pyramide des âges entre 2016 et 2060 en France (d'après Insee, 2016).

1.2. Conséquences physiques

Les chutes ont pour conséquences de nombreux traumatismes chez la personne âgée. Il se trouve que 20 à 60% des personnes ayant déjà chuté présentent un traumatisme physique (King et Tinetti, 1995 ; Speechley et Tinetti, 1991 ; Yasamura, Haga et Niino, 1996). Toutes les chutes, avec ou sans traumatismes, peuvent engendrer une perte d'autonomie et de la qualité de vie (Delbaere, Crombez, van Haastregt et Vlaeyen, 2009 ; Hartholt et al., 2011). Parmi tous les traumatismes potentiels, les fractures du col du fémur (Milat et al., 2011) et les

traumatismes crâniens (50% des cas) sont les plus fréquents (Chisholm et Harruff, 2010 ; Thierauf, Preuss, Lignitz et Madea, 2010 ; Thomas, Muscatello, Middleton et Zheng, 2011) et s'avèrent être les principales causes de décès chez les personnes âgées de plus de 65 ans (Gillespie et al., 2012). À la suite d'une fracture du col du fémur, la survenue d'un décès peut augmenter de 10 à 20% indépendamment de l'âge et du genre (Cummings et Melton, 2002). Dans les cas où la personne ne peut se relever et passe un certain temps au sol (> 1 heure), la probabilité que la chute soit suivie d'un décès dans les 6 mois est deux fois plus importante par rapport à la situation où la personne est capable de se relever (Bloch, 2012). De plus, des ulcères de décubitus, une hypothermie, une rhabdomyolyse ou des infections respiratoires peuvent survenir à la suite d'une position au sol prolongée après une chute (Bloch et al., 2009).

1.3. Conséquences psychosociales et économiques

Au niveau psychologique et social, les personnes âgées ayant déjà chuté peuvent se replier sur elles-mêmes et perdre confiance en elles (Gates, Fisher, Cooke, Carter et Lamb, 2008 ; Tinetti et Williams, 1998). La peur de chuter peut engendrer une restriction des activités amenant la personne âgée vers une perte des capacités fonctionnelles (Cumming, Salkeld, Thomas et Szonyi, 2000 ; Hartholt et al., 2011) pour 65% de cette population (Li, Fisher, Harmer, McAuley et Wilson, 2003 ; Scheffer, Schuurmans, van Dijk, van der Hooft et de Rooji, 2008). De plus, ces personnes ont tendance à diminuer leurs relations sociales (Delbaere, Crombez, Vanderstraeten, Willems et Cambier, 2004 ; Li et al., 2003). Ceci entraîne un déconditionnement physique. La personne va au fur et à mesure perdre de l'autonomie et, par la même occasion, augmenter le risque de chuter (Delbaere et al., 2004). Les fractures qui résultent d'une chute amplifient le phénomène de perte d'autonomie (Graafmans et al., 1996 ; Howland et al., 1993 ; Tinetti, Speechley et Ginter, 1988). De plus, les fractures sont corrélées au risque de développer des symptômes dépressifs dans l'année,

quelle que soit leur gravité (Scaf-Klomp, Sanderman, Ormel et Kempen 2003 ; Tinetti et Williams, 1997). La chute et ses conséquences peuvent entraîner une entrée en institution. Dans de telles circonstances, la prise en charge des personnes âgées induit un aménagement médico-social et une prise en charge relativement onéreuse.

D'un point de vue économique, les chutes ont des répercussions sur différents domaines : les urgences, l'hospitalisation, la médecine de ville, les soins à long terme, les soins infirmiers à domicile, les autres coûts médicaux et non médicaux (INSERM, 2015). Les coûts directs intéressent essentiellement les établissements de prise en charge. En 2014, le coût de la dépendance en France s'élevait à 30 milliards d'euros (Roussel, 2017). Entre 2007 et 2009, les Pays-Bas estiment le coût des chutes nécessitant des soins médicaux à 675 millions d'euros par an (Hartholt et al., 2012). Bien qu'il y ait peu d'études fiables sur les répercussions économiques des chutes des personnes âgées en France, les coûts pour des personnes vivant en institution s'élèvent à environ 6 859\$ par an et par personne aux États-Unis (INSERM, 2015).

2. Origines des chutes de la personne âgée

Les chutes peuvent être influencées par des facteurs intrinsèques de la personne âgée, des facteurs environnementaux, certains comportements et altérations de certaines capacités fonctionnelles liées à l'âge.

2.1. Facteurs intrinsèques

2.1.1. L'âge

Chez les personnes de plus de 65 ans et de plus de 75 ans, les chutes représentent respectivement 80% et 90% des accidents de la vie courante (O'Loughlin, Robitaille, Boivin et Suissa, 1993 ; Svensson et al., 1991 ; Tinetti et al., 1988). Chaque année 450 000 chutes

sont recensées dans les services d'urgences en France pour les personnes âgées de plus de 65 ans. Selon les estimations, 30% de cette population chute chaque année (INSERM, 2015 ; OMS, 2012). Plus l'âge augmente plus les altérations structurelles et fonctionnelles liées au vieillissement exposent les personnes âgées au risque de chute (Menz, Lord et Fitzpatrick, 2003 ; Vassallo, Sharma et Allen, 2002). À partir de 65 ans, le risque de chute augmente chaque année jusqu'à atteindre 50% pour les personnes âgées de plus de 80 ans (INSERM, 2015 ; OMS, 2012). Ainsi, dans la population en générale, une personne âgée sur deux a chuté au moins deux fois dans l'année. De plus, il faut noter que les risques de récurrence après la première chute sont multipliés par 20 par rapport à une éventuelle seconde chute dans l'année (Jeandel, Bernard et Seynnes, 2004). Les traumatismes qui en découlent s'aggravent eux aussi avec l'âge. Ils concernent jusqu'à 60% des personnes chuteuses dont 44,5% de traumatismes sévères (Mitchell, Curtis, Watson et Nau 2010). Jusqu'à 65 ans, l'effet de l'avancée en âge n'influence pas les traumatismes sévères induits par les chutes (Luukinen, Koski, Laippala et Kivela, 1995). Cependant, à partir de l'âge de 75 ans, le taux de mortalité lié aux chutes ne cesse d'augmenter et est d'ailleurs multiplié par 6 entre 75 ans et 85 ans selon l'Institut de Veille Sanitaire en 2007.

2.1.2. Le genre

Les femmes âgées de plus de 65 ans sont davantage exposées aux chutes que les hommes du même âge principalement à cause d'une force musculaire plus faible et un risque d'ostéoporose plus élevé (Gribbin et al., 2009 ; O'Loughlin et al., 1993 ; Svensson et al., 1991 ; Tinetti et al., 1988). Cette différence disparaît à partir de 90 ans où le risque de chute ne dépend plus du genre de la personne (Lehtola et al., 2006). Sur les 450 000 chuteurs évoqués dans la partie précédente, 330 000 sont des femmes et 120 000 sont des hommes (INSERM, 2015). Les femmes sont plus fréquemment victimes de traumatismes (notamment de la hanche et du bassin) que les hommes (Thomas et al., 2011). Les fractures de l'extrémité

du fémur sont trois fois plus fréquentes chez les femmes que chez les hommes (Haentjens et al., 2010). Ces fractures induisent un taux de mortalité chez les femmes de 10 à 20% supérieur à celui des hommes (INSERM, 2015).

2.1.3. Les rythmes circadiens

La rythmicité est l'une des propriétés fondamentales de la matière vivante, résultant d'un héritage phylogénétique très ancien. Un rythme biologique peut être défini par sa période, qui est « l'intervalle de temps qui sépare la survenue de deux phénomènes identiques » (Dauvilliers et Billiard, 2004). Il comporte une phase maximale (acrophase), une phase minimale (bathyphase) et un niveau moyen ou mésor (c'est-à-dire la valeur moyenne). L'amplitude est l'écart entre l'acrophase et la bathyphase (Accary, Reinberg, Lévi et Nicolai, 1987). Les rythmes circadiens caractérisent un mécanisme adaptatif fluctuant sur une période approximative de 24 heures pour réguler les fonctions cellulaires et physiologiques ainsi que les comportements (Accary et al., 1987 ; Hood et Amir, 2017). Certaines fonctions impliquées dans le risque de chute, comme la marche et l'équilibre, varient également au cours de la journée.

2.1.3.1. L'origine des rythmes circadiens

Les rythmes circadiens dépendent de l'horloge biologique interne qui se situe dans l'hypothalamus, plus précisément au niveau des noyaux suprachiasmatiques (NSC) localisés juste au-dessus du chiasme optique de part et d'autre du troisième ventricule. Ces noyaux sont considérés comme l'horloge interne principale, alors que d'autres horloges dites périphériques se situent dans les différents organes du corps (foie, cœur, poumons, muscles) (Dauvilliers et Billiard, 2004 ; Epelbaum, 2009 ; Golombek et Rosenstein, 2010).

Les cellules rétiniennes (les photorécepteurs) captent l'intensité lumineuse et des projections rétiniennes transmettent cette information par le faisceau rétinohypothalamique

jusqu'aux NSC (Epelbaum, 2009). Ces derniers vont sécréter la vasopressine (AVP) le jour et le peptide intestinal vasoactif (VIP) la nuit (Dauvilliers et Billard, 2004). Sous l'action de ces peptides, un message nerveux est envoyé vers la glande pinéale, ou épiphyse, laquelle synthétise la mélatonine à partir de la sérotonine. La mélatonine est sécrétée à la tombée du jour, favorisant la diminution de la température et permettant l'endormissement. Le rythme circadien de la température est constitué par une composante endogène, contrôlée par les NSC, ainsi que par une composante exogène qui est notamment influencée par l'exercice physique et la température ambiante (Mauvieux, Davenne, Gruau, Sesboué et Denise, 2003). Les synchroniseurs externes, tels que la lumière, permettent d'ajuster les rythmes circadiens à un cycle d'environ 24,18 heures en moyenne (Gruau et al., 2003). Les horaires de repas, les relations sociales et l'AP peuvent également agir en tant que synchroniseurs externes (Lewis, Korf, Kuffer, Groß et Erren, 2018 ; Quante et al., 2019).

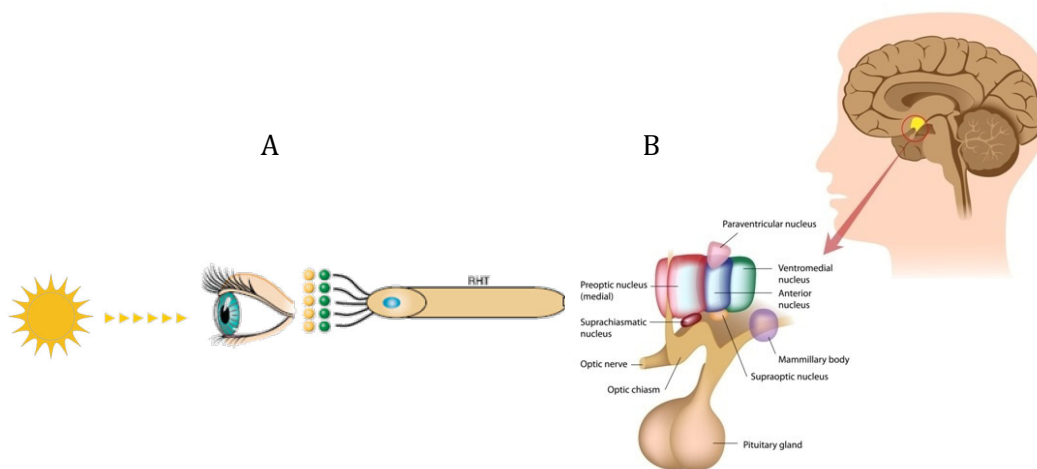


Figure 2. A : Représentation de stimuli lumineux au niveau de l'œil (Golombeck et Rosenstein, 2010). B : Représentation des NSC (McKenzie, 2019).

La température corporelle minimale du corps se situe vers 4-5 heures du matin tandis que la température maximale est relevée vers 18 heures (Dauvilliers et Billard, 2004 ; Waterhouse, Fukuda et Morita, 2012). Ainsi, la propension au sommeil est maximale au moment où la température est la plus basse, et minimale le soir entre 18 et 20 heures lorsque

la température centrale est la plus haute (Reilly et Waterhouse, 2009). La force musculaire est synchronisée au rythme de la température corporelle. Elle est maximale en fin d'après-midi et minimale tôt le matin (Chtourou et Souissi, 2012). À l'inverse, les fonctions cognitives sont optimales le matin et s'épuisent l'après-midi. Elles semblent plutôt associées aux effets de l'état d'éveil qui diminue au cours de la journée (Anderson, Campbell, Amer, Grady et Hasher, 2014). Quant au contrôle postural et la locomotion, ils s'appuient à la fois sur des fonctions sensorielles, motrices et cognitives dont les variations au cours de la journée peuvent différer. Ceci explique que les différentes études sur le sujet aient mis en évidence des résultats hétérogènes (Bessot et al., 2015 ; Bougard et Davenne, 2014 ; Gribble, Tucker et White, 2007 ; Heinbaugh, Smith, Zhu, Wilson et Dai, 2015).

2.1.3.2. Vieillesse des rythmes circadiens

Le vieillissement induit des altérations de la rythmicité circadienne (Davenne, 2015). D'une part, les structures nerveuses des NSC se dégradent (Farajnia, Deboer, Rohling, Meijer et Michel, 2014). Le volume des NSC, le nombre de cellules nerveuses et la densité des synapses sensibles au neurotransmetteur GABA (gamma-aminobutyrique acid ou acide gamma-aminobutyrique) diminuent avec l'âge (Palomba et al., 2008 ; Swaab, Fliers et Partiman, 1985 ; Zhou et Swaab, 1999). D'autre part, la synchronisation de l'activité nerveuse des cellules des NSC devient de plus en plus asynchrone au point que l'amplitude des rythmes circadiens diminue (Farajnia et al., 2014). L'expression de la vasopressine et du peptide intestinal vasoactif est réduite, affaiblissant ainsi le lien entre les NSC et les structures impliquées dans la régulation des rythmes (Hofman et Swaab, 1994 ; Wu et Swaab, 2007 ; Zhou, Hofman et Swaab, 1995).

Avec l'avancée en âge, l'évolution du rythme de la température corporelle se décale temporellement et contraint la personne âgée à un réveil précoce. De plus, la sécrétion de

mélatonine survient plus tôt le soir et contraint la personne âgée à un endormissement avancé (Davenne, 2015). Cette avance de phase peut engendrer une forte désorganisation du rythme veille-sommeil. Ceci entraîne une augmentation de la somnolence diurne et atténue la quantité et la qualité du sommeil chez les personnes âgées (Benoit, et Foret, 1988 ; Davenne, 2015). Les troubles du sommeil vont augmenter la vulnérabilité à de nombreuses pathologies ainsi que le risque de chute (Davenne, 2015). Chez les personnes âgées, le matin est le moment de la journée le plus favorable au contrôle postural et à la locomotion (Jorgensen et al. 2012 ; Paillard et al. 2016). Les variations de la composante motrice ne correspondent pas aux variations du contrôle postural puisque la plupart des fonctions motrices atteignent leur maximum l'après-midi (Chtourou et Souissi, 2012 ; Racinais, Blanc, Jonville et Hue, 2005). La composante centrale est susceptible d'avoir une influence plus marquée sur les fluctuations de la marche et du contrôle postural au cours de la journée. D'autres études ont suggéré que la fonction cognitive a tendance à se détériorer au cours de la journée chez les personnes âgées. Néanmoins, le fonctionnement cognitif des personnes âgées montre des fluctuations plus importantes que les jeunes adultes. Les fonctions cognitives sont optimales en milieu de matinée et déclinent considérablement au cours de la journée (Anderson et al., 2014). Malgré les nombreuses études sur le sujet, la contribution des différentes composantes du contrôle postural et de la locomotion (sensorielle, centrale et motrice) sur les fluctuations diurnes des personnes âgées reste à établir.

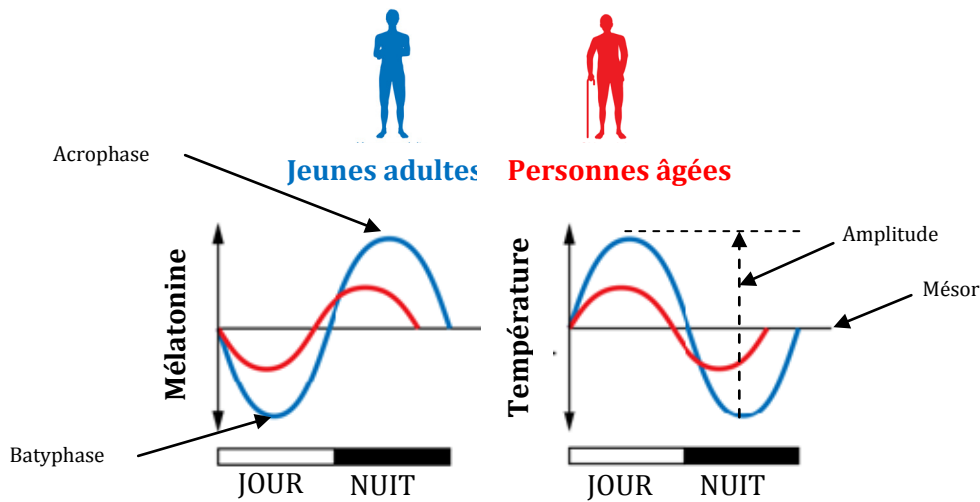


Figure 3. Effet de l'âge sur les rythmes circadiens de la mélatonine et de la température corporelle (adapté de Hood et Amir, 2017).

2.1.3.3. Troubles du sommeil

La proportion d'individus souffrant de perturbations chroniques du sommeil est estimée entre 40 à 70% chez les plus de 65 ans (Davenne, 2015). La latence d'endormissement, la fragmentation du sommeil et la somnolence diurne (entre 7 et 21 réveils nocturnes par nuit, représentant 1 à 2 heures d'éveil par nuit au total) représentent des difficultés fréquentes que subissent les personnes âgées (Davenne, 2015 ; Huang et al., 2002 ; Mauvieux et al., 2003). Ceci altère ensuite les capacités physiques de la personne (Dam et al., 2008), diminuant ainsi la qualité de vie et augmentant le risque de chute (Davenne, 2015 ; Vieira, Freund-Heritage et da Costa, 2011).

D'ailleurs, les personnes âgées ayant l'habitude de dormir peu la nuit (moins de 6 heures) ont un risque de chute plus élevé (St George, Delbaere, Williams et Lord, 2009). C'est également le cas chez les personnes âgées qui dorment moins de 5 heures par nuit (Kuo, Yang, Yu, Tsai et Chen, 2010 ; Stone, Ancoli-Israel et al., 2008 ; Stone, Ensrud et Ancoli-Israel, 2008). Bien que les liens entre l'insomnie et le risque de chute ne soient pas encore une évidence, il semble que le manque de sommeil affecte l'équilibre et la vigilance des

personnes, ce qui aggrave le risque de chute (Gruau et al., 2003). Cependant, certaines études ont montré qu'un temps de sommeil de plus de 10 heures par nuit et un temps de sieste additionné de plus de 3 heures par semaine entraînent un risque de chute élevé chez les personnes âgées (Stone et al., 2006).

2.2. Facteurs environnementaux

2.2.1. Lieu et mode de vie

Les personnes âgées vivant en institution chutent 3 fois plus (62% d'entre elles) que celles vivant à leur domicile (Kennedy et al., 2015 ; Rubenstein, 2005). Notamment, la moitié des personnes admises en institution ont déjà chuté par le passé (Fisher, Davis, McLean et Le Couteur, 2005). Les personnes âgées institutionnalisées ont tendance à chuter dans leur chambre ou salle de bain (75% des chutes recensées), au cours de leurs déplacements (Rapp, Becker, Cameron, König et Büchele, 2012). Il a été observé que 30 à 60% des personnes âgées vivant en institution souffrent de malnutrition tandis que cela concerne seulement 10% des personnes vivant à domicile (Constans, 2004). Les conséquences d'une chute seront alors plus graves si celle-ci se produit en institution. D'ailleurs, le risque de fracture est presque 3 fois plus élevé pour les personnes vivant en institution par rapport à celles vivant à domicile (Brennan et al., 2003). Les chutes qui ont lieu à l'extérieur sont notamment liées à des facteurs environnementaux. Celles qui se produisent à l'intérieur sont liées à des facteurs intrinsèques à la personne âgée (Kelsey et al., 2010 ; Manty et al., 2009). En outre, ceux qui chutent à l'intérieur présentent une faible vitesse de marche habituelle ($<0,6 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$) et de faibles capacités d'équilibration comparativement à ceux chutant à l'extérieur (Kelsey et al., 2012). Ainsi, les chutes se produisant à l'intérieur sont associées à de faibles capacités fonctionnelles (Manty et al., 2009). Certains facteurs environnementaux du lieu de vie tels qu'une faible luminosité, l'assise des chaises trop basses, des escaliers inadaptés, des surfaces

irrégulières ou humides, l'utilisation d'une aide pour la marche et la présence d'obstacles sur le sol représentent les principaux éléments augmentant le risque de chute (Bloch et al., 2013 ; Kelsey et al., 2010 ; Nevitt, Cummings, Kidd et Black, 1989). Le port de chaussures inadaptées représente également un risque de chute élevé (Bloch et al., 2013). Les personnes âgées vivant en milieu rural sont plus fréquemment amenées à changer de lieu de résidence (i.e. institutionnalisation, logées par les membres de la famille) à la suite d'une chute (Gilbert, Todd, May, Yardley et Ben-Shlomo, 2010). Ceci peut s'expliquer par l'absence de services de soins adaptés à proximité du domicile.

Tableau 1. Facteurs matériels et environnementaux influençant le risque de chute (adapté de Bloch et al., 2013).

Facteurs de risque de chute	Risque de chuter (odds ratio)
Utilisation d'une aide pour la marche	2,10
Chaussures inadaptées	1,97
Présence d'obstacles	1,73

2.2.2. Les raisons socioéconomiques

Le risque de chute résulte également de facteurs sociaux et économiques (Bloch et al., 2010 ; Court-Brown, Aitken, Ralston et McQueen, 2011 ; Deandrea et al., 2010 ; Farahmand et al., 2000 ; Gribbin et al., 2009 ; Lopez et al., 2012 ; Quah, Boulton et Moran, 2011 ; Stevens, Lang, Guralnik et Melzer, 2008). Vivre seul augmente le risque de chute et le risque de fracture du col du fémur. Les femmes vivant seules souffrent plus fréquemment de handicap physique et mental accentuant les risques de chute et de fracture du col du fémur (Deandrea et al., 2010 ; Farahmand et al., 2000). De plus, la capacité à se relever sans l'aide d'une personne extérieure peut être compromise. Inversement, les personnes âgées mariées

ont un faible risque de chute (Bloch et al., 2010 ; Farahmand et al., 2000). Les personnes ayant des revenus plus élevés chutent 50% moins que celles issues de milieux défavorisés (Farahmand et al., 2000 ; Gribbin et al., 2009 ; Stevens et al., 2008). D'ailleurs, un faible niveau d'éducation est associé à des problèmes d'équilibre chez les personnes âgées. Ceci peut s'expliquer par les niveaux de sédentarité élevés, de faibles niveaux d'AP et un certain niveau d'obésité au sein des populations défavorisées. De plus, les conditions de vie et la capacité à considérer l'intérêt des messages de prévention de la santé accentuent cette disparité (Lopez et al., 2012). Dans ces circonstances, le risque de chute paraît multifactoriel et il est difficile de déterminer l'influence de chaque facteur socioéconomique isolément (Lopez et al., 2012 ; Quah et al., 2011). De plus, Farahmand et al. (2000) ont mis en évidence, chez des femmes âgées, l'effet protecteur de l'accès à un emploi, du revenu, du type de logement (maison / appartement) et de la situation familiale (mariées ou ne vivant pas seules / veuves ou divorcées).

2.2.3. Influences pharmacologiques

Certains médicaments à eux seuls peuvent avoir des effets indésirables influençant le risque de chute (Vu et al., 2006). Il s'agit principalement des médicaments psychotropes (hypnotiques, anxiolytiques, antipsychotiques et benzodiazépines) procurant des sensations de vertige, des troubles de l'équilibre, une baisse des performances motrices et cognitives (force des membres inférieurs, temps de réaction). Ils peuvent aussi être à l'origine de l'hypotension orthostatique, des troubles du sommeil, d'une modification de la composition corporelle (augmentation de la masse grasse) et contribuer à fragiliser la personne âgée (Rolland et al., 2008). Ces médicaments peuvent augmenter de 20 à 70% le risque de chute selon les molécules (Cox et al., 2016 ; Olazarán et al., 2013 ; Vu et al., 2006). Les hypnotiques multiplient par deux le risque de chute (Allain, Bentué-Ferrer, Polard, Akwa et Patat, 2005). Les anxiolytiques sont depuis longtemps connus pour augmenter à la fois le risque de chute et

de fracture même avec une faible posologie (Liu et al., 1998 ; Thapa, Gideon, Cost, Milam et Ray, 1998). Les antipsychotiques multiplient le risque de chute par deux (Bloch et al., 2011). Oliveira, Lavareda et Henriques (2018) attestent que l'utilisation des médicaments benzodiazépines multiplie par deux voire par quatre le risque de chute. De plus, les antiépileptiques peuvent augmenter par 1,5 à 3,5 le risque de chute (Ensrud et al., 2002 ; Kelly et al., 2003 ; Tromp et al., 2001) bien qu'ils ne soient apparemment pas autant influant que les psychotropes (Hartikainen, Lonroos et Louhivuori, 2007). Les antihypertenseurs par contre augmentent le risque de chute de manière évidente à l'initiation du traitement, mais cet effet indésirable s'estompe après trois semaines de traitement (Butt et al., 2012 ; Gribbin, Hubbard, Gladman, Smith et Lewis, 2010). Ils engendrent une augmentation de 43% du risque de fracture de la hanche dans les 45 premiers jours de traitement. Les opiacés, les antiarythmiques, laxatifs, anti-inflammatoires non stéroïdiens ne semblent pas augmenter le risque de chute. Toutefois, les prescripteurs doivent rester vigilants puisqu'ils agissent sur le système nerveux central et peuvent potentiellement altérer l'équilibre (Bloch et al., 2010). Les multiples problèmes de santé dont souffrent les personnes âgées accroissent le risque de surdosages médicamenteux et leurs effets nocifs induits. D'ailleurs, une prescription de plus de quatre médicaments (polymédication) est considérée comme augmentant le risque de chute (Deandrea et al., 2013 ; Muir, Gopaul et Montero, 2012 ; Oliveira et al., 2018).

Tableau 2. Facteurs médicamenteux influençant le risque de chute (adapté de Bloch et al., 2013).

Facteurs de risque de chute	Risque de chuter (odds ratio)
Avoir un traitement médicamenteux	4,24
Psychotropes	1,74
Benzodiazépines	1,61
Antidépresseurs	1,59
Antiépileptiques	1,56
Hypnotiques	1,53
Antipsychotiques	1,37
Antihypertenseurs	1,10

2.3. Facteurs comportementaux

2.3.1. La sédentarité

En Europe, plus de la moitié de la population est inactive et les niveaux d'AP semblent diminuer avec l'âge (OMS, 2012). Plus les comportements sédentaires s'installent et plus les capacités de la personne âgée s'amointrissent (Thibaud et al., 2012). Il existe tout de même une ambiguïté en ce qui concerne de niveau d'AP. Les effets à court terme de l'AP peuvent induire une fatigue exposant la personne âgée à un risque de chute temporaire plus élevé immédiatement après la séance (Paillard, 2015). Les effets bénéfiques à long terme de l'AP sont néanmoins indéniables. L'AP permet en effet de prévenir le risque de chute et plus largement de limiter les effets délétères de l'avancée en âge associés à la sédentarité. Une pratique régulière permet également de réduire le phénomène de fatigue post-entraînement pour un même niveau de sollicitation physiologique (Englund et al., 2011 ; Paillard, 2012). La sédentarité entraîne deux fois plus de risque de fracture dans le cadre d'une chute alors que l'AP atténue ce même risque (Albrand, Munoz, Sornay-rendu, Duboeuf et Delmas, 2003 ; Cummings et al., 1995). Les personnes âgées peuvent bénéficier des mécanismes protecteurs induits par l'AP sur les fonctions motrices, cognitives et sensorielles. L'AP augmente le développement de la masse musculaire et diminue la masse adipeuse. Ces modifications de la composition corporelle vont favoriser les mécanismes du contrôle de l'équilibre. En effet, la masse adipeuse dégrade le contrôle de l'équilibre en créant une inertie plus élevée, rendant ainsi les mécanismes régulateurs moins efficaces (Mainenti et al., 2011).

2.3.2. Pathologies associées au vieillissement

L'état de santé physique et psychologique de la personne âgée entraîne une augmentation du risque de chute. Les facteurs de santé musculaires et ostéo-articulaires, notamment, peuvent accroître le risque de chute et de fractures associées chez les personnes

âgées (Moreland, Richardson, Goldsmith et Clase, 2004 ; Walston, 2012). La sarcopénie est un syndrome gériatrique lié à la diminution de la masse musculaire au cours du vieillissement. Cette perte de masse musculaire est en moyenne de l'ordre de 1 à 2% par an à partir de 50 ans en fonction du groupe musculaire (Butler-Browne et Bigard, 2006 ; Hughes, Frontera, Roubenoff, Evans et Singh, 2002 ; Paillard, 2013). Elle est à la fois due à une atrophie des fibres musculaires, mais aussi à une perte du nombre de fibres résultant de l'apoptose des motoneurones et plus particulièrement des motoneurones de gros calibre qui innervent les fibres de type II (Aagaard, Suetta, Caserotti, Magnusson et Kjær, 2010 ; Paillard, 2013).

La sarcopénie est un facteur prédictif d'incapacité physique, conduisant à l'augmentation du handicap, de la fragilité, de la dépendance, de la diminution de la qualité de vie et du risque de chute (Paillard, 2009 ; Rolland et al., 2011). Ce phénomène, observable d'un point de vue anatomique, est d'un point de vue fonctionnel largement responsable de la baisse des qualités de force, puissance et d'endurance musculaire. Le terme dynapénie est utilisé pour caractériser ces altérations fonctionnelles de la fonction musculaire (Clark et Manini, 2008 ; Scott, Daly, Sanders et Ebeling, 2015). En ce qui concerne le risque de chute, il est plutôt associé à la perte de force et de puissance musculaire des membres inférieurs qu'à la perte de masse musculaire (Baumgartner et al., 1998 ; Moreland et al., 2004 ; Nevitt et al., 1989 ; Walston, 2012). Les mouvements de la vie quotidienne qui demandent un haut niveau de force musculaire comme se lever d'une chaise sont d'ailleurs associés à un risque de chute et de fractures élevé chez les personnes âgées (Bonney, Jauffret et Jusot, 2007 ; Cummings et al., 1995 ; Greenspan, Myers, Kiel, Parker, Hayes et Resnick, 1998 ; Nguyen et al., 1993).

Les personnes âgées et plus particulièrement les femmes développent de l'ostéoporose, ce qui augmente le risque de fracture lors d'une éventuelle chute (Gentil, Lima, de Oliveira, Pereira et Reis, 2007 ; Janssen, Heymsfield et Ross, 2002 ; Melton et al., 2000 ; Walsh, Hunter et Livingstone, 2006). L'ostéoporose n'est pourtant pas directement impliquée dans le

risque de chute. Les personnes souffrant d'ostéoporose présentent des faiblesses sur le plan musculaire, postural et psychologique ce qui augmente le risque de chute (Arnold, Busch, Schachter, Harrison et Olszynski, 2005 ; Beserra da Silva et al., 2010 ; Sinaki, Brey, Hughes, Larson et Kaufman, 2005).

Les personnes atteintes d'arthrose présentent également un risque de chute plus élevé comparativement à des personnes âgées ne présentant pas d'arthrose. Les douleurs et l'instabilité articulaires associées à l'arthrose exacerberaient les facteurs de risque de chute (Hoops, Rosenblatt, Hurt, Crenshaw et Grabiner, 2012). Chez les personnes présentant une hypertension artérielle non contrôlée, le risque de chute est également important. De plus, l'hypertension artérielle associée à une forte variabilité de la vitesse de marche et/ou à une faible force musculaire contribue à accentuer le risque de chute (Srikanth et al., 2009).

Le déclin cognitif chez les personnes âgées influence considérablement le risque de chute qui peut être multiplié par 2 ou 3 (Delbaere et al., 2012). L'altération des fonctions exécutives peut en effet engendrer des troubles de l'équilibre et de la marche ce qui accentue le risque de chute (Holtzer et al., 2007 ; Muir et al., 2012). La dégradation des processus attentionnels lors de la marche entraîne des modifications de celle-ci et peut se traduire par un déséquilibre potentiel (Haudsforff, Schweiger, Herman, Yogev-Seligmann et Giladi, 2008 ; Kelly, Schragger, Price, Ferrucci et Shumway-Cook, 2008 ; Woollacott et Shumway-Cook, 2002).

La fragilité fait référence aux altérations physiologiques qui peuvent affaiblir la personne âgée à tel point qu'elle devient de plus en plus vulnérable (Fried et al., 2001). Un évènement de nature anodine peut avoir des conséquences préjudiciables sur l'état de santé d'une personne âgée fragile (Clegg, Young, Iliffe, Rikkert et Rockwood, 2013). En France, 15% des personnes de plus de 65 ans sont considérées comme fragiles (Santos-Eggimann,

Cuenoud, Spagnoli et Junod, 2009). Ces personnes présentent un risque de chute marqué et leur vulnérabilité peut dégrader leur qualité de vie et engendrer leur entrée en institution voire leur décès (Clegg et al., 2013 ; Ensrud et al., 2007 ; Fried et al., 2001 ; Song, Mitnitski et Rockwood, 2010).

2.3.3. Nutrition

Le risque de chute peut être influencé par l'alimentation des personnes âgées. Chez ces personnes, la malnutrition et les troubles associés (e.g. dénutrition, obésité, diabète) peuvent en effet accentuer le risque de chute (Himes et Reynolds, 2012 ; Hita-Contreras et al., 2013 ; Neyens et al., 2013 ; Szulc, Beck, Marchand et Delmas, 2005 ; Volpato, Leveille, Blaum, Fried et Guralnik, 2005). La dénutrition est associée à une carence en protéines et un apport énergétique déficitaire qui peuvent accentuer le processus sarcopénique et ainsi augmenter la perte de force musculaire et le risque de chute (Szulc et al., 2005). Les risques de chute et de récurrences sont d'ailleurs plus marqués chez les personnes ayant un faible poids corporel (IMC, soit Indice de Masse Corporelle, inférieur ou égal à 20) ou chez celles ayant subi une récente perte de poids importante (Neyens et al., 2013 ; Pluijm et al., 2006). Le surpoids, l'obésité et les conséquences fonctionnelles associés augmentent également le risque de chute (Scott et al., 2015). La composition corporelle de la personne âgée est aussi un facteur important à considérer pour le risque de chute. Le processus du vieillissement s'accompagne en effet souvent d'une perte de masse maigre compensée par un gain de masse grasse sans modification notable du poids corporel (Hughes et al., 2002). Cette évolution de la composition corporelle favorise l'apparition d'une fragilité et accentue le risque de chute (Scott et al., 2015). Ceci peut conditionner l'apparition d'une fragilité chez la personne âgée et ainsi l'exposer au risque de chute (Scott et al., 2015).

2.3.4. Dépression, anxiété et peur de chuter

Les chutes chez les personnes âgées peuvent avoir des origines psychologiques. La dépression est souvent accompagnée d'une forte anxiété qui peut dégrader les caractéristiques spatio-temporelles de la marche et l'équilibre postural de la personne âgée en altérant les capacités attentionnelles et ainsi accentuer le risque de chute (Lord et al., 1991 ; Manckoundia et al., 2008). Le risque de chute chez les personnes âgées dépressives est d'autant plus marqué que celles-ci sont polypathologiques. Le risque de chute est ainsi multiplié par 6 dans les cas de polymédication, par 9 dans les cas d'arthrose et par 4 dans les cas de diabète ou de pathologies cardiovasculaires (Kao et al., 2012). La dépression et les états d'anxiété sont également corrélés avec la peur de chuter, qui est un facteur de risque de chute largement connu (Gagnon et al., 2005).

En fonction de l'âge et du genre, entre 20 à 85% des personnes âgées ont peur de chuter (Friedman, Munoz, West, Rubin et Fried, 2002 ; Howland et al., 1998 ; Scheffer et al., 2008 ; Zijlstra et al., 2007). La peur de chuter augmente avec l'âge et concerne davantage les femmes (Boyd et Stevens, 2009 ; Friedman et al., 2002 ; Scheffer et al., 2008 ; Zijlstra et al., 2007). Même si la peur de chuter impacte le risque de chute indépendamment de l'état de santé de la personne, les troubles neurologiques, cardiaques, moteurs et ostéo-articulaires peuvent accentuer la peur de chuter et augmenter en filigrane le risque de chute (Adkin, Frank, Jog, 2003 ; Cumming et al., 2000 ; Fletcher et Hirdes, 2004 ; Friedman et al., 2002 ; Oh-Park, Xue, Holtzer et Verghese, 2011). De nombreux facteurs peuvent influencer la peur de chuter, comme les antécédents de chutes et la gravité des traumatismes associés, l'environnement ou encore le niveau de revenus (Boyd et Stevens, 2009 ; Zijlstra et al., 2007). Quels que soient les antécédents de chutes, la peur de chuter est un élément qui permet d'anticiper l'apparition d'une chute dans l'année à venir (Cumming et al., 2000 ; Delbaere et al., 2010 ; Friedman et al., 2002).

La peur de chuter est en effet associée à une modification des paramètres spatio-temporels de marche et du contrôle postural (Carpenter, Adkin, Brawley et Frank, 2006 ; Maki, 1997 ; Maki, Holliday et Topper, 1991). Les personnes âgées ayant peur de chuter présentent une forte variabilité des paramètres relatifs au temps de double appui, à la longueur du pas et à la vitesse de marche (Lord et al., 1991 ; Oh-Park et al., 2011 ; Rochat et al., 2010). La peur de chuter est associée à une augmentation des oscillations posturales (Maki et al., 1991) et altère les ajustements posturaux précédant un mouvement volontaire (Adkin, Frank, Carpenter et Peysar, 2002).

Tableau 3. Facteurs liés à l'état de santé physique et psychologique influençant le risque de chute (adapté de Bloch et al., 2013).

Catégorie	Facteurs de risque de chute	Risque de chuter (odds ration)
Physique	Historique des chutes	3,86
	Faible IMC	2,05
	Historique des fractures	1,89
	Problèmes cardiovasculaires	1,60
	Déficit de la mobilité	1,58
	Déformations du pied	1,50
	Faible niveau d'activité	1,32
	Hypertension artérielle	1,28
	Arthrose	1,24
	Activité physique	0,79
Psychologique	Peur de chuter	2,40
	Dépression	1,64
	Faible score aux tests cognitifs	1,22
	Troubles cognitifs	1,96

2.4. Origines fonctionnelles des chutes

2.4.1. Contrôle sensori-moteur du mouvement

Le vieillissement s'accompagne d'une diminution des capacités fonctionnelles de l'organisme. Celle-ci altère le contrôle sensori-moteur du mouvement et impacte les mécanismes de régulation de l'équilibre et de la locomotion qui sont étroitement impliqués dans le risque de chute.

2.4.1.1. Aspect sensoriel

Le système sensoriel permet de percevoir de nombreuses informations issues de l'environnement extérieur et de l'ensemble des systèmes internes du corps. Il existe cinq catégories de récepteurs sensoriels : les mécanorécepteurs, sensibles aux différents stimuli mécaniques, les thermorécepteurs sensibles aux changements de température, les chémorécepteurs sensibles aux réactions chimiques internes, les photorécepteurs sensibles à la lumière et les nocicepteurs sensibles à la douleur (Willis et Coggeshall, 2012). Ces récepteurs contribuent au fonctionnement des systèmes visuel, vestibulaire et somesthésique (Fitzpatrick et McCloskey, 1994).

Tableau 4. Les différents systèmes sensoriels impliqués dans le contrôle sensori-moteur (d'après Borel et Alescio-Lautier, 2016)

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

Ils permettent l'extéroception, la proprioception et l'intéroception, respectivement associés aux informations sensorielles de l'environnement extérieur (via le nez, la bouche, les oreilles, les yeux et la peau), à la position des différents segments dans l'espace et les uns par rapport aux autres (situés dans les muscles, tendons, articulations et fascias), et aux changements internes au niveau des organes et des viscères (Abraira et Ginty, 2013). Les récepteurs sensoriels assurent la transduction de l'ensemble des stimuli physico-chimiques en signal bioélectrique véhiculé via les afférences du système nerveux périphérique vers les structures corticales et sous-corticales du système nerveux central. Ce dernier intègre ces informations afin de produire une réponse motrice adaptée à un changement environnemental grâce aux muscles effecteurs (Paillard, 2017a). Avec l'avancée en âge, les structures sensorielles et leurs fonctions se dégradent (Shaffer et Harrison, 2007). La transmission des afférences sensorielles au système nerveux central est ralentie. Ces altérations sont associées à la baisse des capacités fonctionnelles de la personne âgée et induisent un risque de chute plus important (Shaffer et Harrison, 2007).

2.4.1.1.1. Les informations visuelles

Le système visuel détecte les signaux lumineux qui, en traversant le cristallin, stimulent les photorécepteurs de la rétine : les bâtonnets et les cônes. Les premiers permettent de percevoir une faible lumière tandis que les seconds détectent la lumière vive et les couleurs (Ingram, Sampath et Fain, 2016). Un influx nerveux se propage ensuite à travers le nerf optique qui se projette à l'arrière du cortex cérébral où se trouvent le cortex visuel primaire et le cortex visuel associatif. Ces structures corticales sont alors en charge de reconstruire une image permettant d'apprécier l'environnement de la personne sous toutes ses formes et ses couleurs et d'apprécier les mouvements captés dans le champ visuel (Lord et Menz, 2000). La vision périphérique est prédominante dans les mécanismes posturaux, notamment latéraux, grâce aux informations de mouvement et à la perception de la profondeur (Assaiante, Marchand et Amblard, 1989 ; Nougier, Bard, Fleury et Teasdale, 1997). L'absence d'informations visuelles a un effet perturbateur sur le contrôle de l'équilibre qui se caractérise par une augmentation des oscillations posturales (Lacour et al., 1997).

L'avancée en âge affecte les aspects fonctionnels et structurels du système visuel (Atchison et al., 2008 ; Owsley, 2011 ; Salvi, Akhtar et Currie, 2006). La plupart des personnes âgées présentent des troubles de la vision (problèmes d'accommodation, troubles de l'acuité visuelle, réduction du champ visuel, diminution de la perception des profondeurs et de la sensibilité aux contrastes) qui s'accroissent avec l'âge (Lockhart et Shi, 2010 ; Lord et Menz, 2000 ; Mordi et Ciuffreda, 1998 ; Salvi et al., 2006). Ces troubles de la vision sont liés à des altérations de la courbure de la cornée, une dégénérescence du cristallin, une diminution du nombre de photorécepteurs, de cellules ganglionnaires, de cellules pigmentaires de la rétine et des fibres nerveuses du nerf optique (Duncan, Wormstone et Davies, 1997 ; Gao et Hollyfield, 1992 ; Lee et al., 2010 ; Sharma et Santhoshkumar, 2009 ;). Certaines pathologies comme le glaucome, la cataracte ou la dégénérescence maculaire liée à l'âge affectent

également le système visuel avec l'avancée en âge (Lamoureux et al., 2010). Malgré cette détérioration de la vision, les personnes âgées ont tendance à privilégier cette modalité sensorielle au détriment des autres entrées sensorielles qui sont elles-mêmes très impactées par les effets délétères du vieillissement (Lord et al., 1991 ; Woollacott, 2000). Cette préférence sensorielle participe à l'augmentation du risque de chute avec l'avancée en âge.

2.4.1.1.2. Les informations vestibulaires

Le système vestibulaire détecte les accélérations linéaires (verticales et horizontales) et angulaires de la tête dans l'environnement (espace) au même titre que le système visuel (Cullen, 2012 ; Leigh et Zee, 2015). Les informations collectées servent au contrôle des mouvements oculaires et à l'ajustement du tonus musculaire des extenseurs des jambes et autres muscles posturaux (Fetter et Dichgans, 1996 ; Leigh et Zee, 2015). Les récepteurs sensoriels du système vestibulaire sont localisés dans l'oreille interne. Celle-ci se compose de trois canaux semi-circulaires (orientés dans les 3 plans), de deux organes otolithiques (utricule positionné à l'horizontale et saccule positionné à la verticale) et de la cochlée pour l'audition. Les mouvements de l'endolymphe (liquide contenu dans ces structures) stimulent les cellules ciliées et déclenchent en conséquence un influx nerveux au niveau du nerf vestibulocochléaire qui se projette vers les noyaux vestibulaires du bulbe rachidien (Leigh et Zee, 2015). Ces noyaux sont à l'origine du réflexe vestibulo-oculaire, du réflexe vestibulo-cervical et du réflexe vestibulo-spinal qui respectivement, assure la stabilisation du regard en fonction des mouvements de la tête, maintient le tonus musculaire des muscles extenseurs du cou pour orienter la tête et maintient la posture érigée en adaptant le tonus musculaire des muscles extenseurs du tronc et des membres (Brandt, 2013 ; Leigh et Zee, 2015).

À l'instar du système visuel, les modifications structurelles et fonctionnelles liées à l'âge touchent aussi le système vestibulaire (Mathieson, Darlington et Smith 1999). Le

volume et le nombre de cellules du système vestibulaire diminuent avec l'âge (Rauch, Velazquez-Villaseñor, Dimitri et Merchant, 2006). Le nerf vestibulaire est également affecté par une diminution du nombre de fibres nerveuses (Bergström, 1973). Les réflexes vestibulo-oculaire et vestibulo-spinal se dégradent ce qui induit une augmentation de la latence de la réponse vestibulaire. L'altération des structures du système vestibulaire, de leur fonction et du traitement des informations recueillies participent à la dégradation du contrôle de l'équilibre (Brandt, 2013 ; Leigh et Zee, 2015).

2.4.1.1.3. Les informations somesthésiques

Le système somesthésique regroupe tous les sens liés aux mouvements du corps et à sa position dans l'espace (Riemann et Lephart, 2002). La proprioception et la sensibilité cutanée plantaire seront particulièrement abordées dans ce chapitre.

La proprioception se définit comme « la perception des mouvements du corps et des articulations, mais aussi de la position du corps, ou des segments corporels dans l'espace » (Sherrington, 1906). Cette fonction s'appuie sur un ensemble de mécanorécepteurs (appelés propriocepteurs) situés dans les articulations (les corpuscules de Ruffini, Pacini et Golgi-Mazzoni), les tendons (les récepteurs tendineux de Golgi), les fascias (les corpuscules de Ruffini et Pacini) et les muscles (les fuseaux neuromusculaires) (Röijezon, Clark et Treleaven, 2015 ; Stillman, 2002).

Tableau 5. Les différents mécanorécepteurs impliqués dans la proprioception (adapté de Boyas, 2016 ; Röijezon et al., 2015 ; Shaffer et Harrison, 2007)

Emplacement	Type de récepteur	Fibres nerveuses afférentes	Informations fournies
Muscle	Fuseaux neuromusculaires	Ia + II	Longueur du muscle Vitesse de variation de longueur du muscle
Tendon	Organes tendineux de Golgi	Ib	Tension musculaire active
Articulation	Corpuscules de Ruffini et de Pacini Corpuscules de Golgi-Mazzoni	II	Tension et compression lors du mouvement
Fascia	Corpuscules de Ruffini et de Pacini Corpuscules de Pacini	II	Tension et compression lors du mouvement
Peau	Corpuscules de Ruffini, de Pacini, de Meissner et disques de Merkel	II	Tension et compression lors du mouvement Déformation du tissu superficiel, étirement ou compression lors du mouvement

Le vieillissement induit une altération de la proprioception (Goble, Coxon, Wenderoth, Van Impe et Swinnen, 2009 ; Shaffer et Harrison, 2007). La sensibilité des différents mécanorécepteurs diminue et leurs fibres nerveuses s'altèrent. La densité des fibres myélinisées décroît et la gaine de myéline se détériore. Tout ceci limite la capacité de détection des stimuli et réduit la vitesse de conduction des messages nerveux afférents (Goble et al., 2009 ; Shaffer et Harrison, 2007). Les fuseaux neuromusculaires sont les propriocepteurs qui semblent subir le plus de modifications avec l'âge, avec une diminution de leur diamètre et un épaissement de leur capsule. Ces modifications structurelles ont des

répercussions négatives sur le réflexe d'étirement qui a un rôle capital dans les mécanismes de contrôle de l'équilibre (Liu, Eriksson, Thornell et Pedrosa-Domellöf, 2005 ; Mynark et Koceja, 2001).

La sensibilité cutanée fait référence à l'ensemble des récepteurs présents sur tout le corps au niveau de la peau (plus ou moins profond dans l'épiderme et le derme). Les différentes manières d'évaluer la sensibilité cutanée plantaire sont la discrimination de deux points de pression plus ou moins rapprochés (Araneda et Solorza, 2013), l'application de vibrations de différentes fréquences sur la peau (Wanderley, Albuquerque, Parizotto et Rebelatto, 2011 ; Yang, King, Dillon et Su, 2015) ou l'application d'une pression d'intensité plus ou moins grande sur une zone localisée de la voûte plantaire (Hennig et Sterzing, 2009 ; Machado, Bombach, Duysens et Carpes 2016 ; Machado, da Silva, da Rocha et Carpes, 2017). Les principaux récepteurs cutanés plantaires sont les récepteurs à adaptation lente (disques de Merkel, corpuscules de Ruffini et terminaisons libres) et les récepteurs à adaptation rapide (corpuscules de Pacini et de Meissner) (Johansson et Flanagan, 2009 ; Johnson, 2001). Le champ de détection de ces récepteurs permet de percevoir des stimuli très précis ou plus étendus. Les disques de Merkel, les corpuscules de Meissner ont un petit champ récepteur (quelques millimètres carrés) et de ce fait permettent de distinguer deux stimulations simultanées et rapprochées allant jusqu'à permettre d'identifier la texture des différentes surfaces qui entre en contact avec la peau. Les corpuscules de Ruffini et de Pacini captent un stimulus plus large et informent sur le déplacement d'un point de contact sur la peau (frottements) (Perry, McIlroy et Maki, 2000). Certains de ces récepteurs peuvent parfois être source d'informations proprioceptives dans la mesure où ils perçoivent les frottements des vêtements sur la peau et l'étirement de celle-ci pendant les mouvements (Röijezon et al., 2015). La répartition et la densité de ces récepteurs varient en fonction des caractéristiques de la peau qui peut être glabre ou velue (Owens et Lumpkin, 2014 ; Roll, Kavounoudias et Roll,

2002). La peau glabre contient les corpuscules de Meissner, de Pacini, de Ruffini, les disques de Merkel et les terminaisons libres. La peau velue contient les disques de Merkel, les corpuscules de Ruffini, les terminaisons nerveuses libres et les follicules pileux (Abraira et Ginty, 2013 ; Shaffer et Harrison, 2007). Les récepteurs de la voûte plantaire informent constamment de la position et des mouvements du corps en posture érigée (Hennig et Sterzing, 2009). La voûte plantaire est composée d'environ 40% de récepteurs à adaptation rapide (Bent et Lowrey, 2013 ; Fallon, Bent, McNulty et Macefield, 2005 ; Lowrey, Strzalkowski et Bent, 2013) et il existe un chevauchement du champ des deux types de récepteurs (Inglis, Kennedy, Wells et Chua, 2002 ; Kennedy et Inglis, 2002). Lorsque ces informations sensorielles sont différentes (pression et douleur à la fois), une interaction multisensorielle peut apparaître et permettre de renforcer, de réguler ou modifier le traitement de l'information (Haggard, Iannetti et Longo, 2013). L'innervation de la voûte plantaire est assurée par 5 nerfs sensitifs (le nerf plantaire latéral, le nerf plantaire médial, le nerf saphène, le nerf sural et le nerf tibial) qui vont cheminer vers la corne dorsale de la moelle épinière (Kamina, 2012).

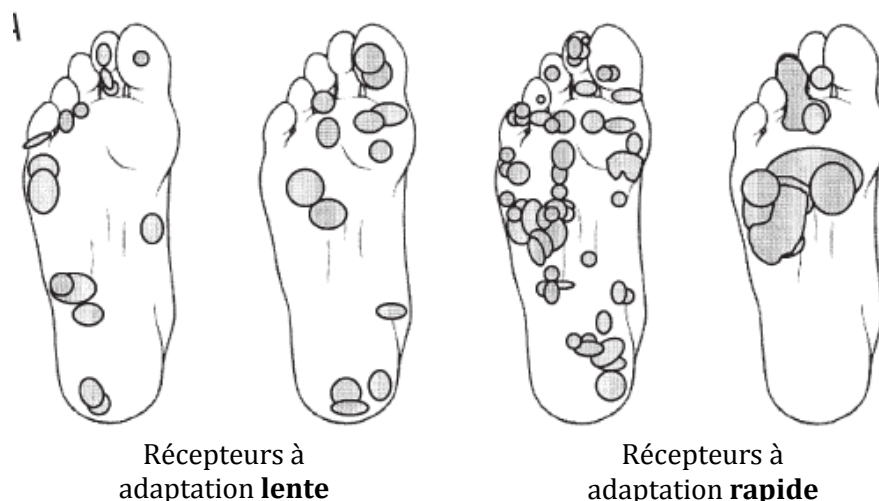


Figure 4. Localisation des différents mécanorécepteurs à adaptation lente et à adaptation rapide de la voûte plantaire (adaptée de Kennedy et Inglis, 2002).

Avec l'avancée en âge, le nombre des différents récepteurs sensoriels impliqués dans la sensibilité cutanée plantaire va diminuer. La peau va également s'épaissir, perdre de son élasticité et de sa faculté à répartir les pressions (Iwasaki, Goto, Goto, Ezure et Moriyama, 2003 ; Kwan, Zheng et Cheing, 2010 ; Shaffer et Harrison, 2007). Ceci se traduit par un seuil de détection plus élevé chez les personnes âgées que chez de jeunes adultes avec une faculté amoindrie à détecter les pressions et les vibrations (Perry, 2006 ; Stevens, Alvarez-Reeves, Dipietro, Mack et Green, 2003 ; Wells, Ward, Chua et Inglis, 2003). Cette perte de sensibilité cutanée plantaire a un impact négatif sur la détection de la position des pieds et accentue le risque de chute chez les personnes âgées (Robbins, Waked et McClaran, 1995 ; Bloch et al., 2013).

2.4.1.2. Aspect central et intégratif

Le système nerveux central comprend des structures de contrôle et d'intégration des différentes entrées sensorielles présentées dans le chapitre précédent. Les informations sensorielles sont traitées par différentes structures nerveuses au niveau spinal et sous-cortical

qui génèrent le mouvement de manière inconsciente, et au niveau cortical principalement responsable des mouvements volontaires (Bonnet, Requin et Semjen, 1981).

Au niveau spinal, les réflexes (traitement inconscient de l'information sensorielle) assurent le maintien du tonus musculaire et les mouvements volontaires. Les afférences sensorielles transitent par la corne dorsale afin d'assurer leur intégration par les structures corticales. La commande motrice qui découle du traitement de ces informations permet la réalisation du mouvement en rapport avec le stimulus perçu (Dupui, 2016). Le réflexe d'étirement est le réflexe à boucle courte par excellence qui permet de maintenir un tonus musculaire dans le but de maintenir la posture érigée. L'effet de la gravité a tendance à étirer les muscles extenseurs dont les fuseaux neuromusculaires s'activent continuellement. Les afférences de type Ia et II qui en résultent vont alors exciter les motoneurones des muscles extenseurs afin de réguler le tonus musculaire nécessaire au maintien de la posture érigée (Mynark et Koceja, 2001). Le réflexe tendineux s'appuie, quant à lui, sur les récepteurs tendineux de Golgi afin de protéger les fibres musculaires contre des contractions trop importantes pouvant nuire à l'intégrité du muscle. Le message nerveux transite alors par les fibres afférentes de type Ib pour permettre au muscle de se relâcher grâce à une action inhibitrice des interneurones sur les motoneurones α des muscles agonistes (Bonnet et al., 1981). Les réflexes segmentaires d'origine cutanée permettent une réaction rapide de flexion ou d'extension suite à un stimulus nociceptif. Deux réflexes peuvent se produire en fonction de la zone du corps des mécanorécepteurs stimulés : le réflexe ipsilatéral de flexion (flexion du membre du même côté que la stimulation) et le réflexe d'extension controlatéral (extension du membre opposé) (Mynark et Koceja, 2001).

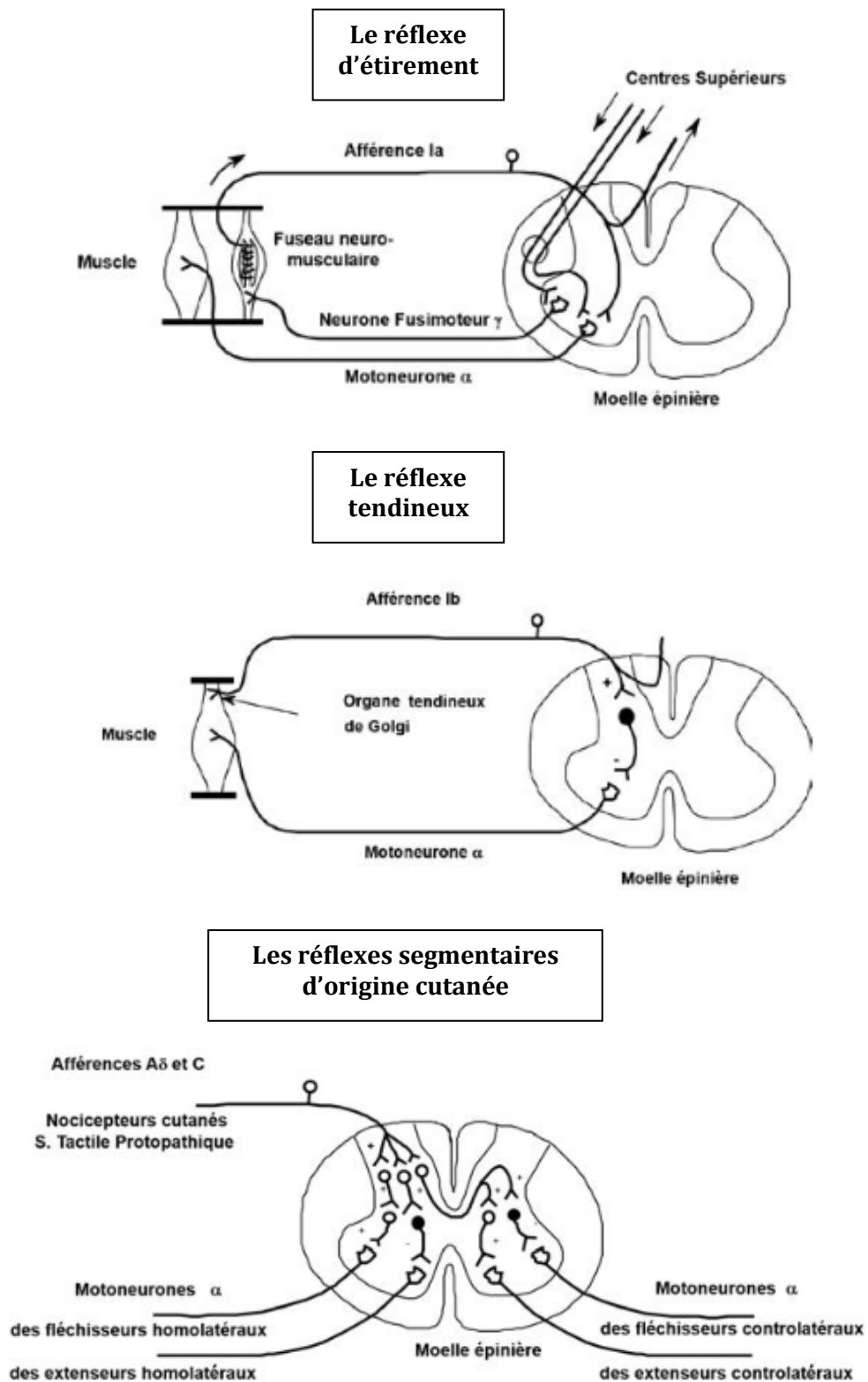


Figure 5. Fonctionnement des différents réflexes spinaux (d'après Dupui, 2016)

Au-delà de ces réflexes, les noyaux vestibulaires et la formation réticulée se trouvant dans le tronc cérébral (niveau sous-cortical) exercent eux aussi un rôle dans le contrôle de la motricité (Keshner et Cohen, 1989). Les 4 noyaux vestibulaires intègrent les informations visuelles et les informations proprioceptives provenant des différents niveaux du rachis (cervicales, dorsales et lombaires) et des muscles extraoculaires homolatéraux (Khan et Chang, 2013). D'ailleurs, les noyaux vestibulaires vont non seulement envoyer des efférences vers les muscles luttant contre la gravité (paravertébraux et membres inférieurs) par la corne antérieure de la moelle épinière, mais aussi vers la formation réticulée (Keshner et Cohen, 1989). Celle-ci est en charge du traitement et de l'intégration de diverses informations sensorielles inconscientes (Keshner et Cohen, 1989). Le faisceau réticulospinal permet la transmission des informations vers les muscles cervicaux et les muscles oculomoteurs. Ces derniers orientent le regard et la position de la tête. La formation réticulée participe également aux mouvements d'extension de l'ensemble du corps (Keshner et Cohen, 1989 ; Dupui, 2016).

Les structures comme le cervelet, les ganglions de la base, les noyaux rouges (structures sous-corticales) et le cortex cérébral (structure corticale) participent à la réalisation des mouvements. Le cervelet va comparer, avant le déclenchement de l'action, les différentes informations sensorielles disponibles afin de coordonner l'action des muscles synergiques (notamment agonistes et antagonistes) (Roostaei, Nazeri, Sahraian et Minagar, 2014). Les ganglions de la base ont un rôle dans la répartition du tonus musculaire de l'ensemble du corps, la régulation des automatismes sur le plan moteur et la prise de décision en sélectionnant et évaluant le résultat de l'action (Alexander et Crutcher, 1990 ; Dupui, 2016 ; Stephenson-Jones et al., 2016). Les noyaux rouges assurent la précision du mouvement de membres supérieurs et les mouvements du visage via le faisceau rubro-spinal (Herter, Takei, Munoz et Scott, 2015 ; Dupui, 2016 ; Stephenson-Jones et al., 2016). Quant au cortex

cérébral, il permet les mouvements volontaires et conscients grâce aux cortex prémoteur et moteur primaire. Après un relais dans le thalamus, les informations sensorielles sont transmises aux aires somatosensorielles et associatives afin d'y être traitées et intégrées. Les aires motrices seront ensuite en charge de la programmation du mouvement (Lemon, 2008).

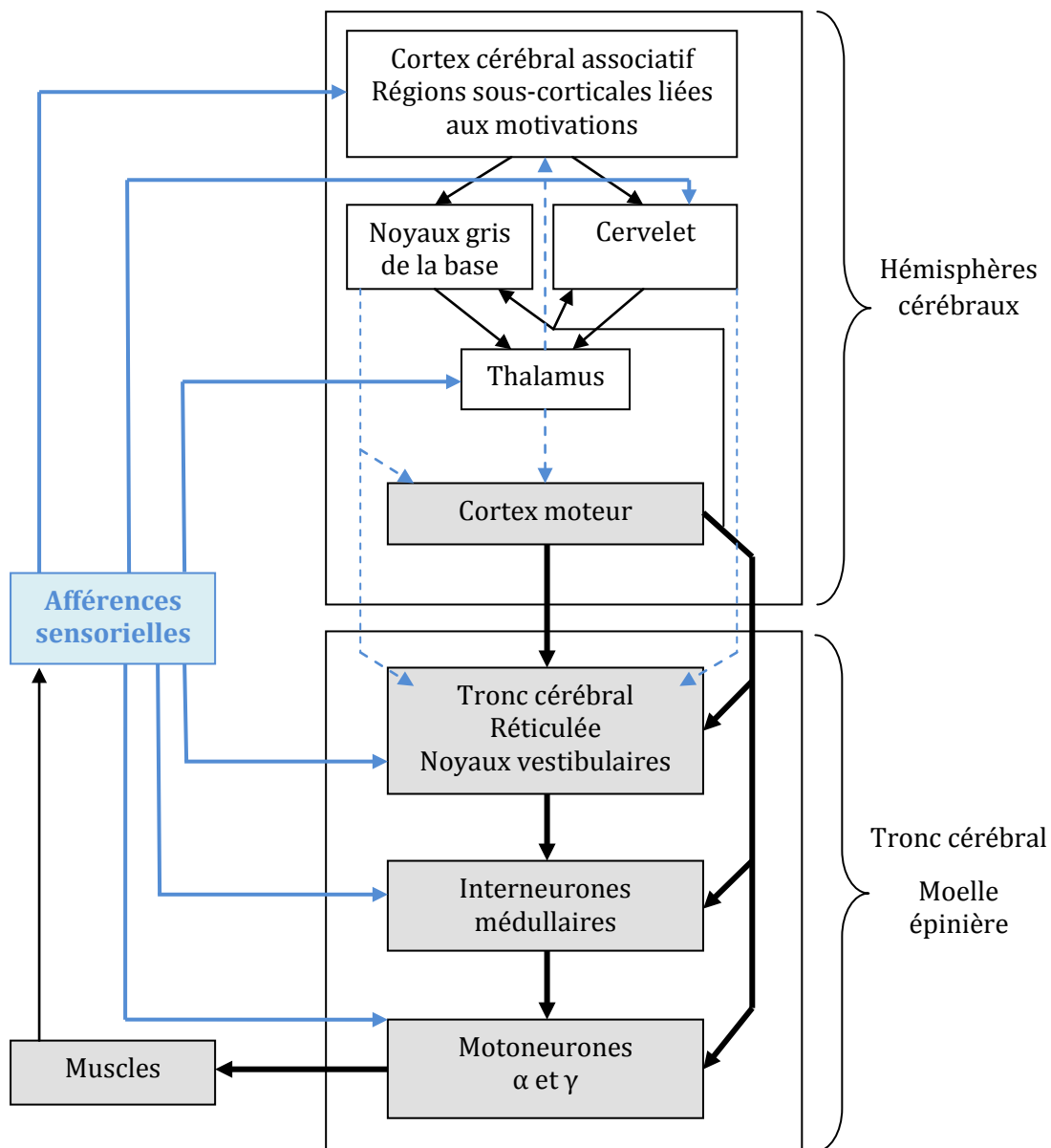


Figure 6. Schéma synthétisant le fonctionnement cortical et sous-cortical du contrôle sensori-moteur (d'après Dupui, 2016).

Le système nerveux dans son ensemble subit inévitablement les effets du vieillissement (Woollacott, Inglis et Manchester, 1988). Les liquides contenus dans les 4 ventricules cérébraux et le liquide cérébro-spinal prennent progressivement de plus en plus de place au détriment des neurones qui composent la matière grise (Seidler et al., 2010). Les cortex préfrontal et pariétal qui abritent les aires motrices et somatosensorielles sont davantage affectés que les cortex temporal et occipital. Ceci induit une altération dans le traitement et l'intégration des informations sensorielles périphériques laquelle est associée à une inefficience de la commande motrice (Seidler et al., 2010). Les axones composant la matière blanche s'altèrent, notamment la gaine de myéline ce qui va ralentir la vitesse de transmission voire même parfois empêcher l'information nerveuse d'être transmise (Paillard, 2009). De plus, les structures neuronales affectées sont aussi responsables de la régulation de l'équilibre (Alvarez et al., 2000 ; Andersen, Gundersen et Pakkenberg, 2003 ; Park, Tang, Lopez et Ishiyama, 2001 ; Raz et al., 2003 ; Raz et al., 2005 ; Rosano, Aizenstein, Studenski et Newman, 2007). Lors de la transmission des efférences, la perte des neurones de la corne ventrale des structures spinales (motoneurones alpha et motoneurones gamma) altère les capacités motrices (Terao et al., 1996) susceptibles de prévenir une éventuelle chute. La vitesse de conduction nerveuse des faisceaux cortico-spinaux et des nerfs périphériques est ralentie par le vieillissement (Matsumoto et al., 2012 ; Nakanishi et al., 2004), ralentissant l'action motrice nécessaire pour préserver l'équilibre.

2.4.1.3. Aspect moteur

Les muscles responsables des mouvements corporels sont appelés muscles striés squelettiques. Ils se composent de fibres musculaires qui sont innervées par les motoneurones. Ces fibres peuvent être de type I (vitesse de contraction lente, résistantes à la fatigue) ou bien de type II (vitesse de contraction rapide, moins résistantes à la fatigue que les fibres de type I). Les deux types de fibres se retrouvent dans les muscles striés squelettiques, mais dans des

proportions différentes en fonction des muscles considérés. Les fibres de type II peuvent être riches ou pauvres en mitochondries. Ceci permet de déterminer l'existence de deux types de fibres II : les fibres de type IIa et IIx respectivement riches et pauvres en mitochondries (Schiaffino, 2018). L'ensemble des fibres et le motoneurone qui les innervent forment une unité motrice. Un motoneurone innerve des fibres du même type. Les petites unités motrices dites toniques (un motoneurone innerve peu de fibres) permettent une contraction plus fine et plus précise que les grosses unités motrices dites phasiques (Person, 1974). Henneman et Mendell (2011) expliquent que les unités motrices toniques sont activées avant les unités motrices phasiques ceci est dû à une plus grande excitabilité des petits motoneurones.

Tableau 6. Caractéristiques et fonctions des différents types de fibres musculaires et de leur motoneurone (adapté de Wilmore, Costill, Kenney, 2017)

Types de fibres	I	IIa	IIx
Taille du motoneurone	Petite	Importante	Importante
Vitesse de conduction nerveuse	Lente	Rapide	Rapide
Vitesse de contraction (ms)	100	50	30
Force de l'unité motrice	Faible	Importante	Importante

Le système musculo-squelettique est directement affecté par le vieillissement. La sarcopénie et la dynapénie engendrent des conséquences structurelles et fonctionnelles du système musculo-squelettique liées au vieillissement (cf dans la partie relative à l'état de santé de la personne âgée). La diminution du nombre de motoneurones alpha, de leur fréquence de décharge et de la régularité des décharges va engendrer une altération des mouvements chez

les personnes âgées (Dalton, Jakobi, Allman et Rice, 2010 ; Kallio et al., 2012 ; Lexell, Taylor et Sjöström, 1988). Ceci implique que le nombre d'unités motrices par muscle diminue alors que le nombre de fibres musculaires par unités motrices augmente. De ce fait, la précision et l'ajustement des mouvements sont altérés avec l'âge (Tracy et Enoka, 2006). D'ailleurs, ce phénomène est amplifié dans les muscles distaux (McComas, Galea et de Bruin, 1993). Les motoneurones de gros diamètre disparaissent au profit des motoneurones de petit diamètre qui réinnervent une partie des fibres de type II que les motoneurones de gros diamètres innervent auparavant (Aagaard et al., 2010 ; Kirkendall et Garrett, 1998 ; Narici et Maffulli, 2010 ; Vandervoort, 2002). Par conséquent, les fibres de type II vont se transformer histologiquement et s'adapter physiologiquement pour devenir des fibres de type I (Aoyagi et Shephard, 1992). Il en résulte une perte de force (baisse de 1 à 2% par an) et de puissance musculaires (baisse de 3 à 4% par an) chez les personnes âgées (Bruce, Phillips et Woledge, 1997 ; Skelton, Greig, Davies et Young, 1994).

2.4.2. Équilibre postural

Le fonctionnement de tous les aspects du contrôle sensori-moteur du mouvement est essentiel chez l'Homme dans le but d'assurer la réalisation des tâches quotidiennes qui s'appuient principalement sur l'équilibre et la locomotion. Le dysfonctionnement d'un des aspects du contrôle sensori-moteur du mouvement peut alors engendrer un risque de chute chez la personne âgée. D'ailleurs, la moitié des personnes âgées de plus de 75 ans vivant chez elles présentent des troubles de l'équilibre. De plus, des troubles de la marche se retrouvent chez 81,1% de cette même tranche d'âge (INSERM, 2015).

2.4.2.1. Mécanismes de contrôle de la posture érigée

Le maintien de la posture érigée implique des mécanismes de régulation particulièrement élaborés du fait de l'extrême complexité du système musculo-squelettique. L'Homme en position debout peut être considéré comme un système pluriarticulé. Il est nécessaire de maintenir un tonus musculaire adéquat au niveau des muscles extenseurs pour lutter contre la contrainte gravitaire et stabiliser l'ensemble des articulations (Maitre et Paillard, 2016 ; Paillard, 2017a). Le maintien de l'équilibre postural implique également de maintenir la projection verticale du centre de masse (CM) global du corps (point d'application théorique des forces qui s'exercent sur la masse corporelle) à l'intérieur de la base de sustentation (Winter, 1995). À cause des mouvements liquidiens, des mouvements cardiaques et respiratoires et de l'incapacité du système neuromusculaire à garder un tonus musculaire constant (Bouisset et Duchêne, 1994 ; Conforto, Schmid, Camomilla, D'Alessio et Cappozzo, 2001 ; Hodges, Gurfinkel, Brumagne, Smith et Cordo, 2002 ; Schmid, Conforto, Bibbo et D'Alessio, 2004), le corps est continuellement animé de micromouvements. L'Homme ne peut donc pas être considéré comme un système en équilibre d'un point de vue mécanique et le CM se déplace donc sans cesse dans la base de sustentation. Les mouvements du CM

doivent donc être contrôlés par le centre des pressions (CP - point d'application de la résultante des forces verticales au sol) (Winter, 1995). Le CP rend compte de l'ensemble des actions stabilisatrices mises en œuvre par le système de contrôle postural pour maintenir le CM dans la base de sustentation. À la suite des travaux de Horak et Nashner (1986), ces actions ont longtemps été localisées principalement au niveau de l'articulation de la cheville dans le plan sagittal, sous le contrôle essentiel des muscles fléchisseurs plantaires. Il est néanmoins maintenant clairement établi que les articulations de la hanche et du genou ont une contribution non négligeable dans les mécanismes de contrôle postural, y compris dans des conditions posturales bipodales non perturbées (Günther, Müller et Blickhan, 2011; Kilby, Molenaar, Newell et Haddad, 2015). Un mécanisme de charge/décharge est principalement mis en place au niveau des hanches pour contrôler l'équilibre postural dans le plan frontal, avec une action moins prépondérante des muscles inverseurs/éverseurs de la cheville (Winter, Prince, Frank, Powell et Zabjek, 1996). Quand l'équilibre est très fortement perturbé, le CM peut se déplacer jusqu'à sortir des limites de la base de sustentation (Paillard, 2017a). Dans une telle situation, il est nécessaire de modifier la surface de la base de sustentation en déplaçant ses pieds ou en saisissant un appui manuel pour agrandir la surface de sustentation (Maki et McIlroy, 1997 ; Maki, McIlroy et Perry, 1996). Ce type d'ajustement postural compensatoire est très fréquemment observé pour éviter la chute en réponse à une perturbation externe (McIlroy et Maki, 1993 ; Rogers, Hain, Hanke et Janssen, 1996).

La réalisation d'un mouvement volontaire peut également avoir une influence déstabilisatrice sur l'équilibre postural. En raison de la nature prédictive de la perturbation posturale associée au mouvement volontaire, l'ajustement postural présente dans ce cas de figure un caractère anticipé (Bouisset et Zattara, 1987 ; Caderby, Yiou, Peyrot, Begon et Dalleau, 2014 ; Yiou et Do, 2011). Dans le cas d'un mouvement des membres inférieurs impliquant une modification de la taille de la base de sustentation, les ajustements posturaux

anticipés participent plutôt à créer les conditions dynamiques nécessaires à la réalisation du mouvement volontaire (Caderby et al., 2014 ; Kaminski et Simpkins, 2001 ; Noé, Quaine et Martin, 2004 ; Stapley, Pozzo, Grishin et Papaxanthis, 2000). Pour un mouvement volontaire des membres supérieurs comme une élévation de bras, les ajustements posturaux anticipés servent plutôt à minimiser l'effet déstabilisant du mouvement volontaire sur l'équilibre (Bouisset et Zattara, 1987 ; Yiou, Caderby et Hussein, 2012 ; Yiou et Do, 2011). Même si le contrôle postural peut être envisagé comme un processus automatique ne requérant aucune ressource attentionnelle (Massion, 1994 ; Woollacott et Shumway-Cook, 2002), il sollicite néanmoins différentes fonctions cognitives de haut niveau contrôlées par le cortex cérébral. En effet, l'aptitude à percevoir la direction de la verticale grâce à une représentation mentale de verticalité et la capacité à utiliser cette représentation pour le contrôle de la posture implique des mécanismes neurophysiologiques corticaux (Barra et Pérennou, 2013). Les situations de double-tâche ont également permis de mettre en évidence des effets d'interférence entre une performance cognitive et une tâche posturale qui illustrent le coût attentionnel du contrôle postural (Fraizer et Mitra, 2008 ; Shumway-Cook, Woollacott, Kerns, et Baldwin, 1997).

2.4.2.2. Effets délétères du vieillissement

L'équilibre postural subit les effets délétères du vieillissement qui engendrent une augmentation des déplacements antéro-postérieurs et médio-latéraux du CP (Maki et al., 1990). Les oscillations antéro-postérieures n'entraînent pas forcément une augmentation du risque de chute contrairement aux oscillations médio-latérales (Maki et al., 1994). En effet, les déplacements médio-latéraux du CP sont nettement plus sensibles que les déplacements antéro-postérieurs pour distinguer les personnes âgées chuteuses des personnes âgées non chuteuses vivant en institution (Park, Jung et Kweon, 2014). Le vieillissement accentue également les perturbations posturales induites par la suppression des informations visuelles

(Baloh et al., 1994). Les personnes âgées éprouvent en effet plus de difficulté que les jeunes adultes à compenser la privation ou l'altération d'une entrée sensorielle (Teasdale et Simoneau, 2001). La gestion des conflits sensoriels est également moins efficace chez la personne âgée (Whipple, Wolfson, Derby, Singh et Tobin, 1993). Comparativement à de jeunes sujets adultes, les personnes âgées ont aussi tendance à solliciter davantage les muscles de la hanche pour contrôler leur équilibre (Amiridis, Hatzitaki et Arabatzi, 2003 ; Mixco, Reynolds, Tracy, et Reiser, 2012 ; Rubenstein, 2006 ; Woollacott, Shumway-Cook et Nashner, 1986). Ceci s'explique par des altérations articulaires, tendineuses et neuromusculaires touchant plus particulièrement les muscles distaux (perte des motoneurones, atrophie musculaire) des membres inférieurs (Amiridis et al., 2003 ; Mixco et al., 2012). Le pied subit également des modifications structurelles et fonctionnelles avec le vieillissement (Perry, 2006). La partie antérieure du pied, notamment les orteils, et la voûte plantaire sont particulièrement touchées, ce qui peut modifier la surface d'appui et perturber le contrôle postural. Une raideur des orteils, des douleurs plantaires, des capacités de flexion plantaire limitées associées à des déficits de la sensibilité profonde des orteils sont également souvent observées chez les personnes âgées, ce qui impacte négativement le contrôle postural (Horak, Nashner et Diener, 1990 ; Mickle, Munro, Lord, Menz et Steele, 2011). L'avancée en âge s'accompagne également d'une diminution de la sensibilité cutanée plantaire sur toute la surface du pied, à cause d'altérations du système nerveux périphérique (diminution du nombre de récepteurs sensoriels et de neurones afférents, diminution de la vitesse de conduction des afférences) et d'une diminution de l'élasticité de la peau (Kwan et al., 2010 ; Shaffer et Harrison, 2007).

Les altérations des fonctions cognitives associées au vieillissement influencent également les mécanismes posturaux de la personne âgée et le risque de chute. Les évaluations globales de la cognition ne sont pas associées au risque de chute tandis qu'un

score faible au MMSE (Mini Mental State Examination) est associé à un risque de chute élevé (Muir et al., 2012). Un score inférieur à 27 augmente le risque de chute et les risques de subir un traumatisme (Muir et al., 2012) tandis qu'un score inférieur à 18 peut témoigner d'un risque de chutes répétées (Chen, Van Nguyen, Shen et Chan, 2011). De plus, il est important d'évaluer la dimension relative aux fonctions exécutives étant donné qu'elles sont associées au risque de chute (Herman, Mirelman, Giladi, Schweiger et Hausdorff, 2010 ; Muir et al., 2012). Parmi les fonctions exécutives, les ressources attentionnelles peuvent affecter le temps de réaction et l'équilibre postural (Raz et Buhle, 2006). Le coût attentionnel associé au contrôle postural est plus important chez les personnes âgées que chez les jeunes adultes, même avec des tâches simples (Woollacott et Shumway-Cook, 2002). De ce fait, les ressources attentionnelles s'épuisent plus rapidement si une tâche cognitive est exécutée simultanément à une tâche posturale (Lacour, Bernard-Demanze et Dumitrescu, 2008). Le contrôle postural des personnes âgées est d'autant plus fragile que la capacité à partager les ressources attentionnelles entre deux tâches différentes est affectée (Huxhold, Li, Schmiedek et Lindenberger, 2006). De plus, l'altération des différentes entrées sensorielles chez la personne âgée est compensée par une augmentation des ressources attentionnelles. Ces dernières étant amoindries, l'équilibre postural est compromis. Ceci est d'autant plus vrai pour les personnes âgées les plus dépendantes des informations visuelles (Jamet, Deviterne, Gauchard, Vançon et Perrin, 2004). Lorsque les ressources attentionnelles sont extrêmement sollicitées chez les personnes âgées, la priorité est donnée à la tâche posturale au détriment de la tâche cognitive pour éviter la chute (Bernard-Demanze, Dumitrescu, Jimeno, Borel et Lacour, 2009 ; Shumway-Cook et al., 1997). L'évaluation du contrôle postural en double-tâche semble être un excellent outil pour prédire le risque de chute chez la personne âgée (Beauchet, Dubost, Allali, Gonthier et Kressig 2007).

2.4.3. Locomotion

2.4.3.1. Organisation spatio-temporelle de la marche

Les activités locomotrices impliquent des interactions complexes entre les systèmes sensoriels, nerveux et moteurs pour préserver l'équilibre (Taga, 1995 ; Van den Brink et al., 2013). L'analyse de la marche peut s'effectuer en considérant une phase d'initiation de la marche et une phase de déplacement à vitesse constante.

L'initiation de la marche réclame une coordination fine entre les muscles extenseurs antigravitaires et les muscles fléchisseurs. Au tout début du mouvement, le centre des pressions se déplace vers l'arrière de la base de support grâce à l'action du muscle tibial et le relâchement du muscle soléaire (Crenna et Frigo, 1991). Le centre de masse va se déplacer vers l'avant et subir l'effet de la gravité (Cavagna, Saibene et Margaria, 1963). Il sera ensuite orienté vers le pied d'appui grâce aux muscles de la hanche afin que l'autre pied puisse décoller du sol (Rogers et Pai, 1990). Les structures nerveuses au niveau spinal abritent le générateur central du patron de la marche qui coordonne les mouvements et leur rythme de manière automatique. Lorsque la situation de la marche réclame une attention particulière et un traitement des informations sensorielles important (comme dans un environnement rocheux par exemple) les structures corticales sont davantage sollicitées (Malouin, Richards, Jackson, Dumas et Doyon, 2003 ; Takakusaki, 2013).

La vitesse de la marche se stabilise une fois la phase d'initiation de la marche terminée. La marche à vitesse stable s'organise alternativement entre une phase d'appui (pied en contact avec le sol) et une phase d'oscillation (pied libre de tout contact avec le sol) de la jambe. Ces deux phases forment un cycle qui peut être analysé par des paramètres spatiaux et temporels (vitesse de marche, longueur du pas, cadence, temps d'appui, temps de balancement). La phase d'appui se décompose en un temps d'appui simple et un temps de

double appui qui font respectivement référence au moment où un seul pied est en contact avec le sol et celui où les deux pieds sont en contact avec le sol (Viel, 2000).

La variabilité de la marche reprend les paramètres évoqués précédemment pour comparer les changements qui s'opèrent d'un pas à l'autre. Ce paramètre renseigne sur l'efficacité du contrôle sensori-moteur du mouvement (Newell, 1993). Elle permet de comprendre les liens qu'il existe entre le rythme de la marche et les centres sous-corticaux en étudiant ces fluctuations (Ayoubi, Launay, Annweiler et Beauchet, 2015). Une faible variabilité de la marche reflète un mode de déplacement adapté alors qu'une forte variabilité semblerait indiquer une altération des automatismes de la marche à vitesse constante (Beauchet, Allali, Launay, Herrmann et Annweiler, 2013 ; Beauchet et al., 2012 ; Montero, Verghese, Beauchet et Hausdorff, 2012).

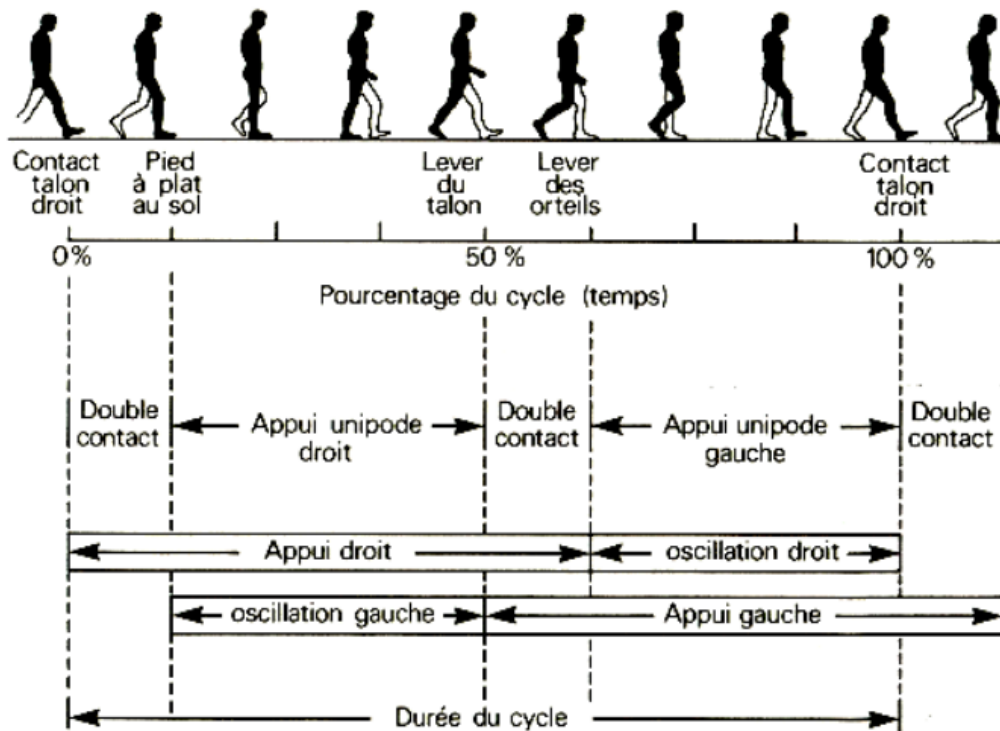


Figure 7. Schéma des différentes étapes de la marche humaine (d'après Viel, 2000)

2.4.3.2. Effets délétères du vieillissement

Les troubles de la marche sont extrêmement fréquents chez les personnes âgées. Avec l'avancée en âge, la vitesse de marche et la longueur du pas diminuent progressivement même en l'absence de pathologie (Lockhart, Smith et Woldstad, 2005). La vitesse de marche diminue également à la suite de la régression de la capacité aérobie et de la baisse de la force musculaire notamment celle des muscles de la cheville (Bendall, Bassey et Pearson, 1989 ; Kemoun, Thoumie, Boisson et Guieu, 2002). Sur le plan du système nerveux, la dégradation de la substance blanche au niveau sous-corticale est associée à une vitesse de marche et une cadence réduite (Callisaya et al., 2013 ; Starr et al., 2003). La perte des neurones de l'hippocampe au niveau cortical est également responsable des mêmes altérations des paramètres spatio-temporels de la marche, à l'exception de la cadence (Callisaya et al., 2013 ; Kilgour, Todd et Starr, 2014).

La variabilité de la marche représente un outil plus sensible et plus fiable que l'analyse des paramètres spatio-temporels pour détecter les personnes âgées à risque de chute, mais aussi pour évaluer les effets d'une intervention (Callisaya et al., 2011 ; Hausdorff, 2005 ; Maki, 1997 ; Seynnes et al., 2005). D'ailleurs, une forte variabilité des paramètres de marche (longueur et largeur du pas, temps d'appui, temps de double appui) est fréquente chez les personnes âgées. L'altération des automatismes de la marche induit une forte variabilité de la longueur du pas et du temps d'appui (Callisaya, Blizzard, Schmidt, McGinley et Srikanth, 2010). De plus, une augmentation de la variabilité de la longueur du pas semble provenir de la perte des neurones de la substance grise au niveau cortical (Rosso et al., 2014). L'équilibre dynamique, quant à lui, pourrait être à l'origine d'une forte variabilité de la largeur du pas et du temps de double appui. Les oscillations du CM étant plus importantes, les personnes âgées tentent continuellement d'ajuster la largeur du pas et le temps de double appui pour préserver leur équilibre corporel (Callisaya et al., 2010).

L'altération des fonctions cognitives peut être à l'origine de troubles de la marche (Holtzer et al., 2007). Les fonctions exécutives et la vitesse de traitement des informations semblent régresser au cours du temps ce qui conduit à une diminution de la vitesse de marche (Gale, Allershand, Sayer, Cooper et Deary, 2014 ; Hall, Echt, Wolf et Rogers, 2011 ; Verghese et al., 2007 ; Watson et al., 2010). De plus, les personnes âgées réalisant les meilleures performances à un test attentionnel sont aussi celles qui présentent une faible variabilité de la marche (Hausdorff, Yogev, Springer, Simon et Giladi, 2005). Les altérations des fonctions cognitives qui ont été évoquées précédemment dans le cadre du contrôle postural (cf partie sur l'équilibre postural) peuvent compliquer le déroulement de la marche et augmenter le risque de chute.

Tableau 7. Facteurs liés aux aspects fonctionnels influençant le risque de chute (adapté de Bloch et al., 2013)

Catégorie	Facteurs de risque de chute	Risque de chuter (odds ratio)
Locomotion	Test de marche anormal	3,34
	Faible vitesse de marche	2,56
	Troubles de la marche	2,48
	Difficultés pour effectuer un demi-tour	2,39
	Faible longueur du pas	2,12
Équilibre	Autoperception d'un manque d'équilibre	2,36
	Test d'équilibre anormal	2,26
	Troubles de l'équilibre	2,10
Système neuromusculaire	Faible force musculaire	2,66
	Impossibilité de se lever d'une chaise	2,44
	Force de préhension	1,78
Fonction sensorielle	Troubles sensoriels globaux	2,20
	Troubles de la vision	1,49
	Troubles de l'audition	1,37

3. Les stratégies multifactorielles de prévention

Les facteurs de risque potentiels énumérés précédemment impliquent une approche multifactorielle pour prévenir les chutes (Rubenstein et al., 1991 ; Rubenstein et Josephson, 2006). Les approches s'appuyant sur plusieurs facteurs ont d'ailleurs permis de réduire les chutes d'environ 25% (Phelan, Mahoney, Voit et Stevens, 2015). D'ailleurs, dans 60% des cas, la chute est d'origine multifactorielle (Pluijm et al., 2001 ; Tinetti, 2003). La prévention de la chute doit se faire en amont pour éviter la chute et ses conséquences (Gillespie et al., 2012). La démarche consiste d'abord par repérer les personnes âgées à haut risque de chute en priorité, en s'appuyant sur les différents facteurs évoqués précédemment (cf Origines des chutes de la personne âgée). Par la suite, les différentes interventions à mener peuvent être définies sur la base des faiblesses ou de difficultés rencontrées par la personne âgée. Les principaux domaines d'intervention à étudier sont l'aménagement de l'environnement afin de sécuriser les tâches de la vie quotidienne, l'éducation de la personne à une bonne hygiène de vie, un accompagnement psychologique et la conservation d'interactions sociales ainsi que la participation à une AP adaptée et régulière.

3.1. L'aspect multifactoriel de la prévention des chutes

3.1.1. La sécurité de l'environnement

Le lieu de vie de la personne peut accentuer le risque de chute. Une évaluation de la sécurité de l'environnement de la personne réduit le risque de chute surtout pour les personnes à haut risque et/ou ayant des troubles de la vision (Gillespie et al., 2012). De nombreux questionnaires existent afin d'évaluer la sécurité du lieu de vie des personnes âgées (Romli, Mackenzie, Lovarini, Tan et Clemson, 2016). Il est important de procéder à un inventaire dans chaque pièce du lieu de vie de la personne : entrée, salle de séjour, cuisine, salle de bains, toilettes, escalier et chambres. Les tapis, les câbles électriques mal rangés ou mal

attachés, un sol humide et glissant, les sols avec différentes surfaces (moquette puis carrelage puis parquet), une hauteur inappropriée des meubles et une faible luminosité sont des éléments à prendre en compte dans l'évaluation (Ambrose, Paul et Hausdorff, 2013 ; Gillespie et al., 2012 ; Vu et al., 2006). Le port de chaussures inadaptées amplifie le risque de chute. Les personnes âgées portent fréquemment des chaussons alors qu'il serait préférable de marcher avec des chaussures adaptées à la forme du pied et qui enveloppent entièrement le pied pour éviter d'accentuer le risque de chute. De plus, en marchant pieds nus, le risque de chute diminue en comparaison avec le port de chaussons (Menant, Steele, Menz, Munro et Lord, 2008). Les chaussures qui surélèvent le talon de plus de 2,5 cm multiplient le risque de chute par deux (Ambrose et al., 2013 ; Tencer, Koepsell, Wolf, Frankenfeld et Buchner, 2004). Néanmoins, les conclusions d'une récente revue de littérature suggèrent qu'un type de chaussage ne serait pas plus dangereux qu'un autre dans la mesure où la personne âgée est habituée à se déplacer avec un type de chaussures particulier (Davis, Haines et Williams, 2019). Une démarche de prévention basée sur la seule prise en compte des facteurs environnementaux n'est cependant pas suffisante pour réduire le risque de chute de façon significative (Gillespie et al., 2012 ; Ambrose et al., 2013 ; Phelan et al., 2015).

3.1.2. Aspect psychologique

Le vieillissement altère les fonctions cognitives et notamment les fonctions exécutives. Les approches de prévention de la chute doivent inclure l'optimisation des processus attentionnels et de la mémoire de travail. Les exercices en double-tâche sont particulièrement efficaces pour prévenir les chutes (Gobbo, Bergamin, Sieverdes, Ermolao et Zaccaria, 2014 ; Schoene, Valenzuela Lord et de Bruin, 2014). Ils permettent en effet d'optimiser les effets d'un entraînement de l'équilibre et de la marche en améliorant le temps de réaction, l'ajustement de la réponse motrice et en diminuant la peur de chuter (Albinet, Bernard et Palut, 2006 ; Kumar, Delbaere, Zijlstra, Carpenter et Iliffe, 2016 ; Li, Bherer, Mirelman,

Maidan et Hausdorff, 2018 ; Muir-Hunter et Wittwer, 2016). Certains programmes ont utilisé la musique (Kraus et Chandrasekaran, 2010) ou la méditation (Tang et Posner, 2009) pour solliciter l'attention soutenue. Les exercices complexes sollicitant la mémoire de travail et les ressources attentionnelles permettent également de retirer des bénéfices notables sur les fonctions exécutives (Chambon, Herrera, Romaguere, Paban et Alescio-Lautier, 2014). Cependant, un travail uniquement ciblé sur les ressources attentionnelles ne permet pas de limiter aussi efficacement le risque de chute des personnes âgées qu'un exercice de double tâche (Li et al., 2010).

3.1.3. Hygiène de vie

3.1.3.1. Sommeil

Les troubles du sommeil peuvent augmenter le risque de chute chez les personnes âgées (Kuo et al., 2010 ; St George et al., 2009 ; Stone et al., 2006). Les problèmes de sommeil peuvent persister malgré la mise en place d'un système de recommandations précisant les grands principes de base permettant de bien dormir (éviter d'avoir une télévision dans la chambre, dormir dans l'obscurité, régler la température de la chambre...). Les habitudes de vie d'une personne âgée à la retraite se caractérisent souvent par l'absence d'horaires fixes de lever et de coucher. La tenue d'un carnet du sommeil sur quelques semaines est une stratégie intéressante. Elle permet de répertorier les habitudes de sommeil qui conviennent à une personne. Ainsi, des créneaux de lever et de coucher favorables au repos de la personne peuvent être définis (Carney et al., 2012). La sieste, pratiquée modérément (20 à 30 minutes maximum), permet d'améliorer la qualité du sommeil en ayant une influence positive sur les phases d'éveil (Campbell, Murphy et Stauble, 2005 ; St George et al., 2009). L'exposition à la lumière du jour ou des séances de luminothérapie en soirée permet de resynchroniser les rythmes circadiens et d'améliorer le sommeil (Campbell et al.,

1995). La pratique régulière d'AP augmente l'amplitude du rythme veille-sommeil. Ceci impacte donc positivement la qualité du sommeil, en favorisant un endormissement plus rapide, en réduisant la fragmentation du rythme activité-repos, le nombre d'éveils nocturnes et la somnolence au cours de la journée (Gruau et al., 2003 ; Mauvieux et al., 2003 ; Melancon, Lorrain et Dionne, 2015 ; Van Someren, Lijzenga, Mirmiran et Swaab, 1997). Les effets bénéfiques de l'AP sur le sommeil sont plus marqués lorsque celle-ci est pratiquée à la lumière du jour (Ceolim et Menna-Barreto, 2000). Des séances de thérapie cognitivo-comportementale peuvent aussi être proposées en cas d'insomnies persistantes. Pour les cas les plus difficiles, une prescription médicamenteuse comportant des hypnotiques peut aussi être envisagée (Yaremchuk, 2018).

3.1.3.2. Médicaments

Les médicaments psychotropes ont un effet délétère évident sur le risque de chute. En initiant ou en augmentant les doses d'un traitement à base de psychotropes, le risque de chute est majoré (Seppala et al., 2018). Certaines molécules semblent plus impliquées que d'autres. Les antipsychotiques et les antidépresseurs font partie de celles qui doivent donc être prescrites avec une attention particulière selon le profil de la personne considérée (i.e. chuteur ou non) et la durée du traitement (Cox et al., 2016). Par contre, les benzodiazépines pourraient avoir un effet à court terme jusqu'à ce que les récepteurs de cette molécule s'adaptent, même si d'autres auteurs lui attribuent un risque de chute aussi élevé que celui des autres psychotropes (Cox et al., 2016 ; Seppala et al., 2018). Toutefois, il serait possible d'éviter certains psychotropes lorsque les circonstances s'y prêtent (Bloch et al., 2011 ; Huang et al., 2012). La prescription de ces médicaments doit se faire en analysant le rapport bénéfices-risques associé ainsi qu'en recherchant des alternatives non médicamenteuses (Bloch et al., 2011). Le suivi médical électronique des prescriptions de la personne permet de réduire la tendance à la polymédication chez les personnes âgées (Hayashi et al., 2017).

3.1.3.3. Nutrition

Les personnes âgées dénutries peuvent rapidement développer une fragilité (notamment la sarcopénie). Ceci accentue la perte d'autonomie et le risque de chute (Artaza, Sáez, Sánchez, Fernández et Malafarina, 2016 ; Neyens et al., 2013). Une consommation de protéines supérieure aux recommandations habituelles (i.e. $0,8 \text{ g.kg}^{-1}$ du poids de corps) et avec un apport en micronutriments rééquilibré (en particulier la vitamine D et calcium) permet de limiter la perte de force musculaire et la fragilité des os chez la personne âgée (Artaza et al., 2016 ; Daly, 2017 ; Isanejad et al., 2016). L'augmentation de la proportion de protéines par rapport à l'apport énergétique global prévient la fragilité et facilite le maintien de l'autonomie de la personne âgée (Ng et al., 2015). Pour les personnes âgées en surpoids et sarcopéniques, la perte de poids doit s'accompagner d'un programme d'AP et d'un apport nutritionnel en vitamine D (800 IU par jour minimum), en calcium (1000 mg par jour minimum) et en protéines ($1,0 \text{ g.kg}^{-1}$ par jour minimum) (Daly, 2017 ; Scott et al., 2015). Ce type de démarche a une influence positive sur la prévention de la chute et du risque de fracture associé en améliorant la composition corporelle (masse maigre, masse grasse) tout en évitant d'affaiblir les systèmes musculaire et osseux (Scott et al., 2015). Imaoka, Higuchi, Todo, Kitagawa et Ueda (2016) ont en effet pu noter qu'un programme d'AP légère, une complémentation en vitamine D et la combinaison des deux ont respectivement réduit le risque de chute de 52,5%, 42,5% et 72,4% suite à une intervention de trois mois.

3.2. Les programmes d'AP et le risque de chute

Au-delà des activités quotidiennes de la vie courante, qu'il est essentiel de préserver aussi longtemps que possible, les AP et sportives constituent un élément clé pour préserver l'autonomie, la qualité de vie et prévenir les chutes. La pratique d'une AP régulière améliore l'hygiène de vie, diminue les troubles du rythme veille-sommeil, renforce les liens sociaux,

atténue la peur de chuter et permet parfois de s'abstenir d'un traitement médicamenteux (Davenne, 2015 ; Huang et al., 2011 ; Huang et al., 2012 ; Groot et al., 2016 ; Zijlstra et al., 2007). La marche et l'équilibre représentent des éléments essentiels à tout programme d'AP visant à prévenir les chutes chez les personnes âgées (Cadore, Rodríguez-Mañas, Sinclair et Izquierdo, 2013 ; Cameron et al., 2012 ; Gillespie et al., 2012 ; Howe, Rocheste, Neil, Skelton et Ballinger, 2011). Des programmes intégrant des exercices visant à développer la force et la puissance musculaire, l'endurance et les capacités d'équilibration peuvent également être mis en place, seuls ou de manière combinée.

3.2.1. Le développement de la force et de la puissance musculaire

Le développement de la force et de la puissance musculaire des membres inférieurs et du tronc peut impacter positivement les capacités d'équilibration et les capacités locomotrices (Gonzalez et al., 2014 ; Granacher, Gollhofer, Hortobágyi, Kressig et Muehlbauer, 2013 ; Lee et Park, 2013 ; Van Abbema et al., 2015). Le développement de la force musculaire permet d'améliorer la vitesse de marche préférentielle et la longueur du pas sans association avec un autre type d'entraînement particulier (Paillard, 2018 ; Van Abbema et al., 2015). Même si l'entraînabilité des qualités neuromusculaires est moins marquée chez les personnes âgées que chez les jeunes adultes, les capacités d'adaptations des personnes âgées à l'entraînement de force ou de puissance demeurent très marquées (Lopez et al., 2018 ; Paillard, 2013). À l'issue de programmes de développement de la force et de la puissance musculaire d'une durée de 8 et 12 semaines (avec 2 à 3 séances par semaine), il est classique d'observer des gains de force qui dépassent largement les 100% (Fiatarone et al., 1990 ; Frontera, Meredith, O'reilly, Knuttgen et Evans, 1988 ; Lexell, Downham, Larsson, Bruhn et Morsing, 1995 ; Paillard, 2013).

Chez les personnes âgées, les adaptations à l'entraînement peuvent varier en fonction de différentes modalités de développement de la force musculaire (types d'exercices, modes d'action, vitesse d'exécution, intensité et volume) (Lopez et al., 2018 ; Paillard, 2013). Les méthodes qui utilisent une faible résistance et un grand nombre de répétitions avec une faible vitesse d'exécution vont permettre une augmentation du volume et de la force musculaire. Cependant, les programmes développant la force musculaire à forte résistance (seul ou avec d'autres formes d'exercices) restent plus avantageux en ce qui concerne la force musculaire (Csapo et Alegre, 2016). Une hypertrophie des fibres de type II est constatée même si le processus de vieillissement réduit inéluctablement le rapport fibres de type II / fibres de type I (Butler-Browne et Bigard, 2006 ; Paillard, 2013). L'entraînement avec occlusion vasculaire (« blood flow restriction ») réalisé avec des charges relativement faibles (e.g. entre 20 et 50% de la 1RM) permet d'obtenir des gains de force et une réponse hypertrophique quasiment identique à ceux observés avec un entraînement utilisant des charges relativement lourdes (e.g. > 80% de la 1RM) (Csapo et Alegre, 2016 ; Vechin et al., 2015). L'électrostimulation permet de stimuler le système neuromusculaire en appliquant un courant excito-moteur. C'est une alternative aux méthodes d'entraînement classiques particulièrement intéressantes pour les sujets déconditionnés ou peu mobiles. Une intensité suffisamment élevée peut générer des effets se rapprochant des méthodes à haute résistance utilisant des contractions volontaires (Paillard, 2018). L'électrostimulation peut se pratiquer de manière isolée, dans une même séance que des exercices musculaires classiques ou en combinaison avec des contractions volontaires (Paillard, 2018).

Quand la force musculaire descend en dessous d'un seuil critique, le contrôle de l'équilibre peut être altéré ce qui augmente le risque de chute (Cattagni et al., 2014 ; Paillard, 2017a ; Scott et al., 2014). Par exemple, les fléchisseurs plantaires ne développent plus suffisamment de force musculaire pour contrôler les mouvements au niveau de la cheville si

le seuil se trouve inférieur à 3,1 N.m.kg⁻¹ (Cattagni et al., 2014). Des résultats similaires ont été rapportés pour la force musculaire des quadriceps (Scott et al., 2013). Le développement de la force influence la modulation des réflexes spinaux (Granacher, Gollhofer et Strass, 2006 ; Lauber, Keller, Gollhofer, Müller et Taube, 2011 ; Taube et al., 2007). Par exemple, la latence de la réponse du réflexe d'étirement diminue et son amplitude augmente à l'issue d'un entraînement de la force musculaire. De ce fait, les ajustements posturaux anticipés et surtout compensés (Carvalho, Vasconcelos, Gonçalves, Conceição et Vilas-Boas, 2010 ; Granacher et al., 2006) s'améliorent chez la personne âgée permettant de mieux compenser le déséquilibre induit par une perturbation (Ashton-Miller, Wojtys, Huston et Fry-Welch, 2001).

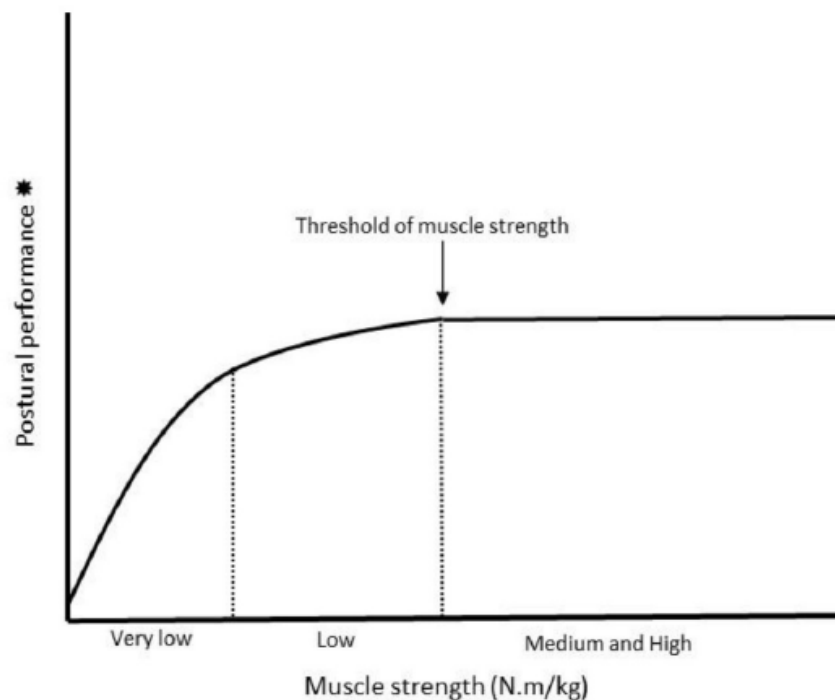


Figure 8. Relation entre la force musculaire et les performances posturales (d'après Paillard, 2017b).

3.2.2. Le développement de l'endurance

La fragilité est associée à un faible niveau d'AP, mais surtout à une capacité aérobie amoindrie (Bastone, Ferriolli, Teixeira, Dias et Dias, 2015). La valeur maximale de la

consommation d'oxygène (VO_{2max}) d'une personne âgée doit être maintenue au-dessus de 15 mL.kg.min⁻¹ pour que la personne puisse préserver son autonomie (Bastone et al., 2015 ; Pulz et al., 2008). La marche suffit à générer des adaptations favorables à l'équilibre postural (Buchner et al., 1997 ; Melzer, Benjuya et Kaplanski, 2003 ; Paillard, Lafont, Costes-Salon, Rivière et Dupui, 2004) alors qu'une activité de pédalage va principalement solliciter le métabolisme énergétique (Gauchard et al., 2001). De plus, la marche est une activité simple et économique à mettre en place. La marche nordique, qui se pratique avec des bâtons, est une activité aérobie intéressante puisqu'elle mobilise à la fois les membres inférieurs et supérieurs. Cependant, elle développe davantage les capacités cardiovasculaires que la force musculaire ou l'équilibre, mais permet une amélioration de la qualité de vie non négligeable (Bullo et al., 2018). Il est tout de même intéressant d'intégrer des situations où la proprioception est sollicitée afin d'en retirer davantage de bénéfices sur l'équilibre de la personne âgée (Gauchard et al., 2001). Les principales adaptations attendues suite à l'entraînement en endurance chez la personne âgée sont d'ordres respiratoire et cardiovasculaire. Sur le plan respiratoire, la rigidité du thorax est moins importante et l'élasticité des poumons diminue moins lorsque les personnes âgées préservent un mode de vie actif (Paillard, 2009). Le volume expiratoire, le volume ventilatoire maximal et la ventilation à une intensité sous-maximale s'améliore avec l'entraînement en endurance (Paillard, 2009). Sur le plan cardiovasculaire, la fonction cardiaque s'améliore. Le débit sanguin maximal et le volume d'éjection systolique augmentent (Paillard, 2009). Grâce à ces améliorations cardiaques et à l'augmentation du volume plasmatique, du volume de sang et de la quantité d'hémoglobine, le transport de l'oxygène est optimisé. L'utilisation de l'oxygène est également susceptible de s'améliorer étant donné que les paramètres sanguins périphériques s'adaptent à l'entraînement (Paillard, 2009). Ces adaptations ne peuvent se mettre en place que si l'entraînement se fait à une intensité suffisamment élevée par rapport

au niveau initial de la personne. Lorsque c'est le cas, les personnes en retirent des bénéfices sur la santé et la prévention d'un certain nombre de risques cardiovasculaires (Paillard, 2009).

3.2.3. Les exercices d'équilibre

Les exercices d'équilibre vont permettre une meilleure régulation des mouvements posturaux en toutes circonstances. Ils peuvent être de nature spécifique en pratiquant par exemple le Tai Chi, la danse, ou la gymnastique volontaire (Paillard, 2016 ; Wu, 2002) ou bien purement posturale en adaptant la surface d'appui, la flexion et l'extension des différentes articulations des membres inférieurs, le mode de déplacement et les mouvements des différents segments corporels (possible avec ou sans obstacle) (Paillard, 2016). Deux revues de littérature se sont intéressées aux effets de la durée des programmes d'entraînement utilisant des exercices d'équilibre (Lesinski, Hortobágyi, Muehlbauer, Gollhofer et Granacher, 2015 ; Silva, Eslick et Duque, 2013). Il s'avère qu'une durée de 12 semaines à raison de 3 séances par semaine avec une durée de la séance de 30 à 45 minutes seraient les modalités les plus appropriées afin de générer des adaptations marquées.

Pour améliorer l'équilibre de la personne âgée, les exercices vont consister à supprimer ou perturber les informations visuelles et vestibulaires (Barela, Barela, Rinaldi et de Toledo, 2009 ; Hue, Seynnes, Ledrole, Colson et Bernard, 2004 ; Maitre, Gasnier, Bru, Jully et Paillard, 2013) et stimuler les récepteurs sensoriels musculaires, tendineux, articulaires et de la voûte plantaire (Morioka, Fujita, Hiyamizu, Maeoka et Matsuo, 2011 ; Morioka, Hiyamizu, Fukumoto, Kataoka et Yagi, 2009 ; Palluel, Nougier et Olivier, 2008 ; Şahin et al., 2015 ; Woo et al., 2017). Les exercices réalisés en supprimant le canal visuel engendrent un changement notable dans la contribution des informations sensorielles, notamment en compensant le contrôle de l'équilibre grâce aux informations proprioceptives (Gauchard, Jeandel et Perrin, 2001 ; Maitre et al., 2013). Cela permet aussi de stimuler les

récepteurs proprioceptifs notamment au niveau cervical (Aman, Elangovan, Yeh et Konczak, 2015 ; Beinert et Taube, 2013). Le système vestibulaire, au regard de sa sensibilité aux accélérations, va s'adapter aux mouvements lors des séances d'AP. La sensibilité vestibulaire reste inchangée par l'entraînement (Buatois, Gauchard, Aubry, Benetos et Perrin, 2007). Cependant, en pratiquant une AP régulière, les personnes peuvent développer la capacité à reconsidérer les informations vestibulaires et mieux gérer les conflits sensoriels en fonction du contexte (Paillard, 2017a). L'AP régulière réduit l'influence de signaux vestibulaires inappropriés et permet ainsi une meilleure intégration centrale des entrées vestibulaires (Maitre et Paillard, 2016 ; Paillard, 2017a). Les informations proprioceptives sont sollicitées dans toute forme de mouvements (Paillard, 2017a). La proprioception joue un rôle essentiel dans la régulation posturale et mérite d'être proposée comme un entraînement spécifique pour l'amélioration de l'équilibre et des fonctions sensori-motrices (Han, Anson, Waddington, Adams et Liu, 2015 ; Ribeiro et Oliveira, 2007). L'amélioration de la proprioception résulte d'une sensibilité accrue des récepteurs proprioceptifs (principalement les fuseaux neuromusculaires, les récepteurs tendineux de Golgi, les récepteurs articulaires) et de l'organisation corticale, qui engendre un meilleur traitement central des informations proprioceptives (Han et al., 2015). Les latences de contractions musculaires diminuent spécifiquement au sein des muscles entraînés. Ceci est notamment dû à une vitesse de conduction plus élevée des fibres afférentes de type II (Granacher et al., 2006). Afin de développer une meilleure utilisation des informations proprioceptives, il est possible de modifier la nature du support (par exemple, sol mou, plateau mobile à bascule, demi-sphère, trampoline...) (Paillard, 2016). De ce fait, les informations tactiles plantaires sont altérées et l'information proprioceptive provenant des muscles et des articulations compense cette perte de sensibilité cutanée plantaire. L'interface du pied avec le sol est le point d'application des forces du centre des pressions lui-même impliqué dans la régulation des mouvements du corps

en position érigée (Maitre et Paillard, 2016 ; Winter, 1995). De ce fait, les afférences sensorielles plantaires ont une influence déterminante dans les mécanismes du contrôle postural. Dans le cadre des AP, la stimulation des afférences plantaires semble particulièrement pertinente pour optimiser les capacités d'équilibration et les capacités locomotrices. À ce titre, l'utilisation de semelles à picots ou de semelles texturées serait une technique efficace pour améliorer la sensibilité cutanée plantaire (Alfuth, 2017 ; Ma, Lee, Chen et Aruin, 2016 ; Palluel et al., 2008).

3.2.4. Effet de la combinaison des différentes AP

La prévention des chutes chez la personne âgée est multifactorielle. Par conséquent, la combinaison des différents types d'exercices évoqués précédemment serait particulièrement adaptée lorsqu'il s'agit de préserver l'équilibre, la marche et de prévenir les chutes (Ansai, Aurichio, Gonçalves et Rebelatto, 2015 ; Cadore et al., 2013 ; Gillespie et al., 2012 ; Silva et al., 2013). Les personnes âgées tirent davantage de bénéfices d'une pratique composée de plusieurs types d'exercices que d'une pratique composée d'un seul type d'exercice (Ansai et al., 2015 ; Cadore et al., 2013 ; Howe et al., 2011 ; Lee et Kim, 2016). Les personnes âgées limitent la perte des deux types de fibres musculaires en s'adonnant à des AP sollicitant à la fois la force musculaire et l'endurance. Ce type de programme présente des améliorations supérieures en ce qui concerne la force musculaire, mais aussi le VO_{2max} (Burich, Teljigović, Boyle et Sjøgaard, 2015). De plus, cette complémentarité a l'avantage de préserver la capacité à réagir à un éventuel déséquilibre postural, mais aussi de limiter la fatigue que génère une position debout prolongée (Paillard, 2017b). Tout programme destiné à prévenir les chutes doit intégrer des exercices d'équilibre sous diverses formes (Ansai et al., 2015 ; Gillespie et al., 2012 ; Paillard, 2017a). D'ailleurs, la pratique d'exercices en double tâche renforce l'idée que la combinaison de plusieurs types d'exercices semble être l'option la plus adaptée pour prévenir le risque de chute (Woollacott et Shumway-Cook, 2002).

Chapitre 2 :
Objectif des travaux

Ce travail doctoral s'inscrit dans le cadre de la prévention de la chute et l'étude du contrôle postural et de la locomotion. L'objectif général est d'optimiser les effets des programmes d'AP adaptées sur le contrôle postural et les capacités locomotrices des personnes âgées institutionnalisées en modulant les conditions de réalisation.

Le contrôle postural et la marche participent à la plupart des activités de la vie quotidienne et sont des composantes essentielles des habiletés motrices de base (Massion, 1998 ; Silva et al., 2013). Par conséquent, pour améliorer l'efficacité des interventions en matière d'AP sur la prévention des chutes chez les personnes âgées, une attention particulière devrait être accordée à l'optimisation de l'impact des exercices d'équilibre et de marche. Dans la plupart des situations de la vie courante, le pied est le seul point de contact entre le corps et l'environnement extérieur. Les afférences cutanées plantaires jouent un rôle crucial dans la régulation de la locomotion et de l'équilibre. Par conséquent, la baisse de sensibilité cutanée plantaire liée au vieillissement a un impact délétère majeur sur le contrôle postural et la marche chez les personnes âgées et augmente le risque de chute (Dettmer, Pourmoghaddam, Lee et Layne, 2016 ; Perry, 2006 ; Wells et al., 2003). Il a été largement montré que la stimulation des afférences cutanées plantaires avec des surfaces ou des semelles texturées pouvait produire des effets bénéfiques aigus sur le contrôle postural des personnes âgées et réduire le risque de chutes (Hatton, Dixon, Rome et Martin, 2011 ; Palluel et al., 2008). De la même façon, plusieurs études ont rapporté des améliorations du contrôle postural chez des personnes âgées lorsque celles-ci réalisaient des tâches posturales pieds nus plutôt qu'en chaussures (Lord et Bashford, 1996 ; Robbins, Gouw et McClaran, 1992 ; Vieira, Sacco, Nora, Rosenbaum et da Costa, 2015). En effet, les chaussures agissent comme une interface qui altère les afférences issues des mécanorécepteurs cutanés plantaires (Lord et Bashford, 1996 ; Robbins et al., 1992). La marche pieds nus peut aussi augmenter le niveau d'activation des muscles intrinsèques du pied, des muscles antérieurs et postérieurs de la jambe et de

plusieurs muscles érecteurs du rachis (Franklin, Grey, Heneghan, Bowen et Li, 2015 ; McKeon, Hertel, Bramble et Davis, 2015 ; Vieira et al., 2015). Les bénéfices potentiels d'une stimulation des afférences cutanées plantaires par la pratique d'exercices pieds nus sont multiples. Ils peuvent être considérés comme un moyen efficace et économique d'optimiser les effets des exercices d'équilibre et de marche habituellement effectués dans les programmes de prévention des chutes chez les personnes âgées. Cependant, aucune étude n'a été réalisée pour tester l'influence d'une pratique pieds nus des exercices classiquement mis en œuvre dans un programme multi-activités de prévention de la chute chez des personnes âgées.

Le premier objectif de ce travail doctoral consiste donc à tester la faisabilité et les effets d'un programme multi-AP (force, endurance et équilibre) réalisé pieds nus sur le contrôle postural, la locomotion et la sensibilité cutanée plantaire chez des personnes âgées institutionnalisées. Nous faisons l'hypothèse qu'une pratique pieds nus des exercices proposés durant ce programme aura des effets plus marqués qu'une pratique chaussée.

Comme toutes les activités métaboliques, physiologiques et psychologiques, le contrôle postural peut fluctuer durant la journée. L'influence du moment de la journée sur le contrôle postural a été peu étudiée chez les personnes âgées. Néanmoins, des variations circadiennes bien spécifiques ont été rapportées chez ces sujets, avec un contrôle postural plus efficace le matin comparativement à l'après-midi ou au soir, suggérant un risque de chute moins marqué (Jorgensen et al., 2012 ; Paillard et al., 2016). On peut ainsi considérer que le matin peut être un moment plus favorable à la pratique d'AP chez les personnes âgées. Dans un autre contexte, d'autres auteurs ont montré avec de jeunes adultes sportifs qu'il était possible d'optimiser les adaptations musculaires à l'entraînement en plaçant les séances au moment de la journée où les performances étaient à leur maximum (Burley, Whittingham-Dowd, Allen, Grosset et Onambele-Pearson, 2016 ; Küümaa et al., 2016).

L'analyse de l'influence du moment de pratique au cours de la journée va donc constituer **le second objectif** de ce travail doctoral. Nous formulons l'hypothèse qu'un programme d'AP adaptées réalisé le matin chez des personnes âgées induira des améliorations du contrôle postural plus marquées qu'un programme similaire réalisé l'après-midi. L'impact du moment de la journée sur le contrôle postural de personnes âgées a été uniquement analysé chez des patients atteints de la maladie d'Alzheimer (Paillard et al., 2016) ou des personnes âgées vivant dans des structures collectives d'hébergement (Jorgensen et al., 2012). Une étude préliminaire a donc dû être conduite pour spécifier les variations circadiennes du contrôle postural chez des personnes âgées institutionnalisées. La réalisation de cette étude préliminaire permettra également de préciser l'influence de l'évolution de la sensibilité cutanée plantaire au cours de la journée sur le contrôle postural et la locomotion.

PARTIE II :
Présentation des travaux

Chapitre 1 :

Optimization of the effects of physical activity on plantar sensation and postural control with barefoot exercises in institutionalized older adults: a pilot study.

Karim Korchi, Frédéric Noé, Noëlle Bru, Thierry Paillard

Article publié dans *Journal of Aging and Physical Activity* en 2018

Sous la référence :

Korchi, K., Noé, F., Bru, N., & Paillard, T. (2018). Optimization of the Effects of Physical Activity on Plantar Sensation and Postural Control With Barefoot Exercises in Institutionalized Older Adults: A Pilot Study. *Journal of Aging and Physical Activity*, (00), 1-14. <https://doi.org/10.1123/japa.2018-0016>.

1. Abstract

Increasing somatosensory information from the foot by exercising barefoot can potentially optimize the effectiveness of physical exercise interventions on falls prevention in the older adults. This pilot study was then undertaken in order to explore the effects of increased somatosensory information from the foot by exercising barefoot on balance, gait and plantar cutaneous sensitivity in institutionalized older adults involved in multimodal exercise intervention. Participants were assigned to three groups: a control group which did not perform any physical exercise and two groups in which they were involved in a multimodal exercise program performed barefoot or shod. Postural, gait and plantar cutaneous sensitivity parameters were collected. The results showed that the exercise program produced larger effects on balance and plantar cutaneous sensitivity when exercises were performed barefoot, without any noticeable effect on gait. Hence barefoot exercising could be a relevant means to optimize the fall-prevention exercise programs in institutionalized older adults.

Keywords: ageing; posture; gait; multimodal exercise program.

2. Introduction

Ageing alters sensorimotor and cognitive functions which reduces postural control and gait (Reuter-Lorenz, 2002; Maitre, Bru, Jully & Paillard, 2013) thus increasing the risk of falling in older adults (Melzer, Benjuya & Kaplanski, 2004). Falls represent a substantial threat to older adults and have a proven association with morbidity and mortality. When institutionalized, older adults are three times more likely to fall than those who live in the community, with 60 percent of nursing home residents falling each year (Cameron, Gillespie, Robertson, Murray, Hill, Cumming et al., 2013), mainly due to high dependence for activities of daily living, disabilities, chronic non-communicable morbidities, impaired physical mobility and impaired cognition (Silva, Eslick, & Duque, 2013). Moreover, older adults who experienced falls tend to restrict their physical activity, which generates a vicious circle in which physical inactivity creates further physical and mental weakness leading to loss of autonomy and further falling (Huang, Gau, Lin & George, 2003). In order to prevent falls and these consequences, a range of interventions of prevention of falls have been proposed for older adults (Stubbs, Brefka & Denking, 2015). Among these interventions, multimodal exercise programs which improve multiple physical components such as strength, endurance, balance, flexibility, gait, and mobility, are highly effective in preventing falls and injuries due to falls (Rolland, Pillard, Klapouszczak, Reynish, Thomas, Andrieu et al., 2007; Silva et al., 2013; Sousa, Mendes, Silva & Oliveira, 2017). Balance and gait exercises play a key role in multimodal exercise programs since they are involved in most daily life activities and are essential components of the basic human motor skills (Massion, 1998, Silva et al., 2013). Hence in order to improve the effectiveness of physical exercise interventions on falls prevention in older people living in long term care facilities, a special focus should be placed on the optimization of the impact of balance and gait exercises.

The foot being the only contact point between the body and the external environment, somatosensory inputs afferents originating from foot mechanoreceptors have a crucial role in the regulation of gait and balance, thus explaining why age-related reduced plantar tactile sensitivity impairs the ability to detect small changes in postural orientation during upright stance and increases the risk of falls in older adults (Wells, Ward, Chua, & Inglis, 2003; Perry, 2006; Dettmer, Pourmoghaddam, Lee & Layne, 2016). Further studies have reported that increasing somatosensory information from the foot when standing on textured surfaces or wearing textured shoe insoles could produce beneficial acute (Palluel, Nougier, & Olivier, 2008; Hatton, Dixon, Rome & Martin, 2011) and chronic long-term (Annino et al., 2018) effects on postural control in older adults people and potentially reduce their risk of falling. Similar results were observed when comparing barefoot and shod standing (Robbins, Gouw & McClaran, 1992; Lord & Bashford; 1996; Vieira, Sacco Ide, Nora, Rosenbaum & Lobo da Costa 2015). When standing barefoot, older adults presented a greater awareness of foot position and a more reduced sway than when wearing footwear, which is known to inhibit kinesthesia by acting as a filter that can alter the input signal to the receptors in the foot (Robbins et al., 1992; Lord & Bashford; 1996). Barefoot walking, by affecting the kinematics and kinetics of gait, can also increase the activation of plantar intrinsic foot muscles, anterior and posterior leg muscles and of various back muscles (Franklin, Grey, Heneghan, Bowen, & Li, 2015; McKeon, Hertel, Bramble & Davis, 2015; Vieira et al., 2015). Some authors also hypothesized that the increased stimulation from the plantar surface mechanoreceptors induced by barefoot standing and walking could promote neurogenesis, which could be considered as a mechanism explaining plasticity of the mechanosensory system (Shechter, Baruch, Schwartz & Rolls, 2011; Flensmark, 2009; Flensmark, 2016). The potential benefits of increasing sensory inputs from the foot with barefoot exercising are multiple and it can be viewed as an efficient and ecological means to optimize the effects of balance and gait

exercises usually performed in fall-prevention exercise programs in older people living in long term care facilities.

Nevertheless, the influence of performing a multimodal exercise intervention barefoot has never been investigated in older adults. Consequently, this pilot study was undertaken in order to explore the feasibility and effects of increased somatosensory information from the foot by exercising barefoot on balance, gait and plantar cutaneous sensitivity in institutionalized older adults involved in multimodal exercise intervention. It was hypothesized that the multimodal supervised physical exercise program would produce greater enhancements in balance and gait when performed barefoot than shod.

3. Methods

3.1. Participants

The study was conducted with 16 frail residents living in a nursing home (87.9 ± 5.7 years). They were randomly separated into three groups: the BF ($n = 6$) and the SH ($n = 5$) groups, whose members were involved in a multimodal exercise program that was performed barefoot or when wearing their own shoes respectively, and a control group (C, $n = 5$) who received usual care (with no restriction in nursing, physiotherapy, healthcare support and while taking their regularly prescribed medications), participated in daily socializing activities and did not perform any type of programmed physical exercises except those activities necessary for daily living (e.g., normal ambulation inside the nursing home). At baseline, all participants were measured and weighed and a cognitive evaluation using the mini-mental state examination (MMSE) was conducted. In case of a MMSE score lower than 23, a cognitive disorder was suspected. Then, 2 additional cognitive tests were performed (the Clock-drawing test and the Dubois' 5 words test) in order to confirm (or not) the presence of a cognitive disorder (Shulman, 2000; Robert, Schuck, Dubois, Olié, Lépine, Gallarda, et al.,

2003). Exclusion criteria were the following: a documented balance control or gait disorder that could impede the participants to perform gait and balance assessments, hip, knee or ankle trauma in the past 2 years, any lesion of the foot skin support surface; severe ankylosis of a large lower limb joint (hip, knee, ankle); low vision despite correction; neurological, mental or cognitive disorders, pulmonary or cardiac problems (e.g. coronary artery disease, myocardial infarction, congestive heart failure, permanent or paroxysmal heart rhythm disturbances, poorly controlled hypertension) that could restrict or preclude the participation in physical exercise. People who could not walk 5 meters without any assistance devices were also excluded. This study was approved by the local ethics committee. Furthermore, verbal and written consents were obtained from the participants or from their legal guardian or a family member before starting the experiment, which was in accordance with the Helsinki Declaration.

3.2. Exercise intervention

The multimodal exercise program consisted of 60 min of supervised exercise sessions performed at the nursing home 3 times a week for 3 months. Each session began with a 10-minute warm-up routine, followed by 40-minute themed workouts. A 10-minute cool-down phase was held at the end of the sessions with stretching routines where attention was focused on breathing. Among the three weekly sessions, three specific 40-minute themed workouts were proposed, with one dedicated to endurance training, another one to balance training and the last one to strength training. Flexibility and coordination training exercises, which took the form of ball games as well as imitation exercises, were interspersed with these targeted exercises during this 40-minute period. A themed workout approach was chosen because concentrated training targeting specific training outcomes are known to potentially lead to larger biological adaptations than ‘mixed’ training with low load concentration (Issurin, 2010). Endurance training included alternated walking and recovery periods in which walking

speed and duration were individualized according to the constraints and specificities of each participant. The walking distance was gradually increased according to the physical ability of the participants. Balance training consisted of the following exercises lasting 20-30 seconds performed in a standing position on a firm surface with eyes open and closed: double-stance standing (with side-by-side, semi-tandem, and full tandem feet positions), one-leg standing, neck hyperextension, rising on tip-toes, neck and trunk rotation and walking in place, as described by Hirase, Inokuchi, Matsusaka & Okita (2015). These exercises were not used at each session: during the first session, participants only performed double-stance standing and walking in place exercises. Then, at each new balance training session, another more challenging exercise was introduced to allow a gradual progression in training. The hardest balance exercises (full tandem and one leg standing, rising on tip-toes) were performed with the assistance of an investigator who provided verbal encouragements and ensured participants' safety by standing behind them to prevent falls or to assist them if they experienced any form of distress. Strength training was conducted with sit-to-stand exercises. Intensity was modulated by manipulating chair's height (55 cm; 51 cm; 47 cm; 43 cm), performing movements at high or low velocity and while using armrests or not. Training sessions were individualized to the participants' state and began at very light intensities. As the exercise intervention progressed, participants were subjected to motor "overload" thanks to a slow and gradual increase of the exercises intensity and complexity (De Andrade, Gobbi, Coelho, Christofolletti, Riani Costa & Stella, 2013). All the training sessions were supervised by the same investigator who ensured that both the BF and the SH groups achieved similar training levels.

3.3. Physical outcomes

Physical outcomes were assessed for each group at baseline (PRE) and after the 3 months exercise intervention (POST). Postural control was assessed while using a quiet stance

paradigm in which participants were asked to stand barefoot and sway as little as possible for 40 seconds on stable ground and on a compliant polyethylene foam block (height: 48 mm, density: 34.6 kg.m^{-3}) with their eyes open (EO) and closed (EC), with their feet forming an angle of 30° and with a 2 cm spacing between the heels. In the EO condition, participants were asked to look at a fixed-level target (1 cm^2) at a distance of 2 m. In the EC condition, they kept their gaze in the direction of the target. Participants had a familiarization trial prior to the acquisition of data, where one trial was performed in each condition in a randomized order with a 2 minutes time interval between trials. A force platform (Stabilotest[®], Techno Concept[™], Mane, France) with three strain gauges (standards by Association Française de Posturologie; Bizzo, Guillet, Patat & Gagey, 1985) was used to record the centre of pressure displacements (COP) during 30 s at a 40 Hz sampling frequency. For each postural task, once the instruction “sway as little as possible” was given, the investigator waited 10 seconds before launching the acquisition. COP surface area (COP_S: 90% confidence ellipse), mean resultant COP velocity (COP_R) and its components along the medio-lateral (COP_X) and anterior-posterior (COP_Y) axis were calculated by using custom-written Matlab programs (The MathWorks Inc., Natick, MA, USA).

A gait analysis device (Walkmeter, Techno Concept, Mane, France) was used to record the gait parameters data at 50Hz. This device validated by Bessou, Dupui, Montoya & Pagès (1988) record the longitudinal step length of each foot in a predefined walking perimeter. Each foot is linked via a non-elastic rope wrapped around a pulley which rotates the axis of an optical potentiometer, and which records the foot movements (precision 0.628 mm). The rope is maintained in a state of mechanical tension by an electrical motor acting on the pulley. Participants were asked to walk at preferred pace without any assistance over a distance of 5 m, while wearing their own shoes (_SH) or being barefoot (_BF). The following spatiotemporal gait variables were calculated: velocity (VEL), cadence (CAD), stride length

(STRL), step length (SL), contact time of the foot with the ground from initial heel contact to toe-off (CT), double support time (DST), swing time (SWT). The coefficient of variation ($CV = SD / \text{mean} * 100$) was then calculated for each SD parameter to characterize gait variability. Participants were given a practice trial to familiarize with the gait device and the task and only the steady-state walking phase was considered for analysis over a distance of 4 m.

Plantar cutaneous sensitivity was assessed with a Semmes-Weinstein aesthesiometer set of 6 monofilaments (Sammons Preston[®], Bolingbrook, IL, USA). The monofilaments used in this study were 2.83 (0.07 g), 3.61 (0.4 g), 4.31 (2 g), 4.56 (4 g), 5.07 (10 g) and 6.65 (300 g). They were applied perpendicularly to the skin on the hallux, the first metatarsal head and the heel in a random order. Randomized null-stimuli were added to make sure that participants could not anticipate the application of the filaments. Participant were seated blindfolded and asked to give a verbal response according to the three areas tested ("great toe", "under great toe" and "heel") whenever stimulation was perceived and localized. Sensitivity threshold was determined by presenting supra-threshold filaments initially, then applying thinner and thinner filaments until the subjects could no longer detect them. Thicker filament was then applied until the filament was detected. The perception threshold was determined as the average from one ascending and descending step (Patel, Fransson, Johansson, & Magnusson, 2011). Foot sole skin temperatures at each of the three sites were monitored with an infrared thermometer (FT90, Beurer GmbH TM, Ulm, Germany).

3.4. Statistical analysis

Differences between characteristics of the subjects from the C, SH and BF groups at baseline were tested with the Kruskal-Wallis test ($p < 0.05$). As hypothesis testing requires a powered sample size which is not available in pilot studies (and in the present study), the

analysis focuses only on descriptive statistics without testing hypothesis and performing inferential statistics (Arain, Campbell, Cooper & Lancaster, 2010). First, classical statistical parameters (median, interquartile range and range) were computed to assess the level and heterogeneity of the measurements of each variable. Second, as the purpose is to characterize potential differences between groups, the same statistical parameters were computed by groups. Since there was a great heterogeneity between participants at baseline (PRE), the relative increases were calculated from each postural and gait parameter as follows: $\text{increase} = [(\text{POST} - \text{PRE}) / \text{PRE}]$. This makes it possible to obtain easily interpretable descriptors to compare the evolution of the variables between PRE and POST conditions. A standardized Principle Component Analysis (PCA) was then applied to the relative increases as a multivariate descriptive approach to identify linear links between variables and explain variability between subjects from different groups. Two PCAs were used to independently analyze postural outcomes from the stable ground and foam support conditions because they offer different level of plantar cutaneous inputs. Spatiotemporal gait variables and gait variability parameters were analyzed in two other specific PCAs. The PCs with eigenvalues greater than 1 were used in the interpretation according to the Kaiser criteria (Kaiser, 1960). Statistical analyses were performed with R statistical software (R Core Team, 2016) especially with the FactoMineR package (Lê, Josse & Husson, 2008).

4. Results

Eleven participants (68.8% of participants who started the study) completed both pre and post evaluations. Reasons for attrition are reported in the study chart flow (Figure 1). Subjects' characteristics are summarized in Table 1. The groups were of similar age, weight, height and in terms of MMSE score. Among these eleven participants, five had a MMSE score below 18 and were diagnosed with mild cognitive impairment (two in group C, two in the BF group and one in the SH group). The other participants had a score over the traditional

23/24 cutoff point. Even though some participants experienced delayed onset muscle soreness at the beginning of the exercise program (it did not impact adherence to the exercise program), no adverse events related to the exercise program (fall incidents, musculoskeletal/foot injuries) were observed during the experiment period in both the SH and BF groups.

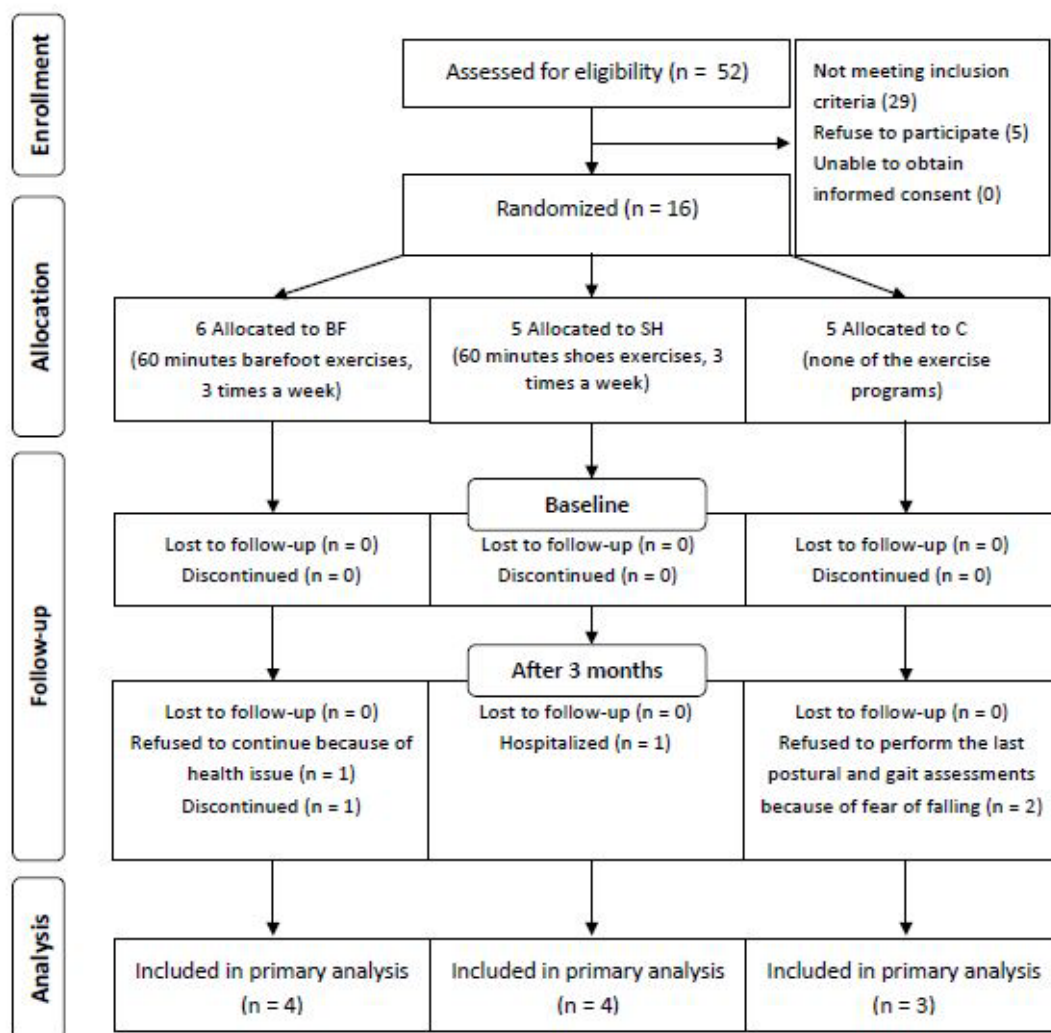


Figure 1. Diagram showing the flow of participants through the study.

Table 1. Characteristics of the subjects from de C, SH and BF groups at baseline (mean \pm SD).

	C (n=3)	SH (n=4)	BF (n=4)	<i>p-value</i>
Age (years)	86.0 \pm 6.0	86.0 \pm 7.5	92.0 \pm 3.2	0.2291
Height (cm)	163.7 \pm 9.6	170.5 \pm 5.3	161.3 \pm 4.6	0.1323
Weight (kg)	67.2 \pm 0.5	73.5 \pm 4.3	64.3 \pm 9.2	0.1384
MMSE	19 \pm 6.7	23 \pm 5.6	22 \pm 6.0	0.7046

MMSE: Mini Mental State Examination.

4.1. Postural outcomes

Tables 2A and 2B presents the values from the postural outcomes for the three groups on stable ground and on foam condition respectively. When considering the stable ground condition, PCA resulted in two components that explained 85.8% of the total variance of the original 8-dimensions dataset. PC1 accounted for 68.8% of the total variance and was loaded with the following variables, COP_R_EC, COP_S_EC, COP_R_EO and COP_X_EO, which were positively correlated (figure 2A). As illustrated on the individuals' factor map (figure 2B), C and SH mean points displayed high relative increases of COP parameters on the PC1 axis which characterized a decline in postural control mechanisms, whereas the position of the BF mean point characterized low relative increases of COP variables which illustrated an improvement of postural control. PC2 explained only 17.0% of the total variance and was mainly loaded with two variables (COP_S_EO and COP_Y_EC) that could evolve in an opposite direction. Hence PC2 did not provide reliable information about any evolution in postural control. When focusing on the dispersion of the subjects from the three groups, subjects from the BF and SH groups were more dispersed around their group mean point than subjects from the C group.

In the foam condition, results from the PCA showed that two components explained 85.1% of the total variance. PC1 accounted for 53.6% of the total variance and was loaded with the following variables which were positively correlated: COP_R_EO, COP_X_EO, COP_Y_EO. PC2 explained 31.5% of the total variance and was loaded with the following variables which were positively correlated: COP_S_EC, COP_Y_EC, COP_R_EC. As illustrated on figure 3A, variables with EO were not correlated to variables with EC. The individuals' factor map (figure 3B) shows that the three groups could not be clearly differentiated on the PC1 axis since their mean points were very close to each other. On the PC2 axis, the position of the BF mean point, which characterized high relative increases of COP variables (i.e.

decline in postural control mechanisms), differed from that of the two other groups and especially the SH group which presented low relative increases of these variables (i.e. an improved postural control).

Table 2A. Reference values by group of the postural parameters (PRE-POST) and their respective relative increases (Median (IQR) [min/max]) on stable ground.

	Group	Variable name	PRE	POST	Increases
COP_S (mm ²)	C	COP _S _EO	341.5 (247.7) [193.3/688.6]	386.6 (53.9) [297.3/405.1]	0.19 (0.49) [-0.44/0.54]
		COP _S _EC	529.6 (780.9) [202.4/1764.3]	737.8 (249.4) [451.9/950.7]	0.39 (0.85) [-0.46/1.23]
	SH	COP _S _EO	197.2 (194.1) [113.6/425.3]	323.8 (71.4) [290.4/457.9]	0.84 (1.28) [0.08/1.68]
		COP _S _EC	623.3 (418.0) [155.8/1021.5]	539.1 (218.5) [429.9/797.4]	-0.12 (0.57) [-0.22/1.76]
	BF	COP _S _EO	495.5 (287.0) [362.1/725.3]	282.8 (82.8) [252.4/485.5]	-0.29 (0.12) [-0.59/-0.22]
		COP _S _EC	600.4 (376.8) [456.3/1619.4]	652.9 (458.7) [371.6/914.7]	-0.24 (0.58) [-0.46/0.68]
COP_X (mm.s ⁻¹)	C	COP _X _EO	8.90 (4.47) [5.0/14.0]	11.21 (4.97) [6.2/16.2]	0.24 (0.05) [0.16/0.26]
		COP _X _EC	11.48 (7.37) [6.1/20.8]	19.14 (5.40) [10.3/21.1]	0.70 (0.46) [-0.08/0.84]
	SH	COP _X _EO	6.52 (5.39) [4.2/12.3]	7.71 (2.25) [7.0/12.4]	0.33 (0.67) [-0.05/0.69]
		COP _X _EC	12.50 (5.69) [6.0/15.9]	11.65 (2.63) [10.4/15.7]	0.06 (0.26) [-0.21/0.72]
	BF	COP _X _EO	12.46 (2.09) [9.3/15.6]	9.49 (4.31) [8.2/21.5]	-0.11 (0.27) [-0.36/0.38]
		COP _X _EC	17.07 (1.82) [13.5/20.3]	14.06 (6.00) [10.7/23.0]	-0.21 (0.16) [-0.29/0.34]
COP_Y (mm.s ⁻¹)	C	COP _Y _EO	27.42 (19.27) [14.1/52.7]	35.62 (22.08) [12.9/57.1]	0.08 (0.19) [-0.09/0.30]
		COP _Y _EC	41.20 (12.48) [19.3/44.2]	46.54 (19.92) [22.5/62.3]	0.17 (0.14) [0.13/0.41]
	SH	COP _Y _EO	12.56 (4.73) [7.3/17.5]	12.94 (2.24) [10.9/17.7]	0.07 (0.23) [-0.05/0.49]
		COP _Y _EC	23.63 (11.07) [9.7/29.1]	18.12 (4.53) [16.4/25.7]	-0.11 (0.31) [-0.33/0.69]
	BF	COP _Y _EO	28.07 (5.56) [14.9/32.6]	24.06 (16.16) [11.3/34.2]	-0.10 (0.33) [-0.37/0.08]
		COP _Y _EC	33.28 (10.10) [19.5/47.1]	31.15 (19.50) [20.0/47.7]	-0.07 (0.36) [-0.36/0.53]
COP_R (mm.s ⁻¹)	C	COP _R _EO	30.18 (20.24) [15.9/56.4]	39.18 (23.21) [15.5/62.0]	0.10 (0.16) [-0.02/0.30]
		COP _R _EC	47.44 (14.33) [21.1/49.8]	53.30 (21.46) [26.6/69.5]	0.26 (0.20) [0.07/0.47]
	SH	COP _R _EO	16.34 (8.94) [9.1/20.9]	17.94 (4.79) [14.2/20.9]	0.14 (0.36) [-0.01/0.57]
		COP _R _EC	29.94 (10.31) [512.0/35.0]	24.80 (3.23) [21.0/31.0]	-0.09 (0.29) [-0.26/0.75]
	BF	COP _R _EO	31.91 (4.54) [21.8/38.9]	27.76 (16.30) [15.3/44.3]	-0.12 (0.39) [-0.32/0.14]
		COP _R _EC	41.58 (10.23) [28.6/51.0]	36.63 (17.26) [25.4/57.3]	-0.14 (0.24) [-0.32/0.49]

Relative increases were calculated as follows: increase = (POST – PRE) / PRE. Negative relative increases characterize an improvement of postural control whereas positive increases are associated with a decline

Table 2B. Reference values by group of the postural parameters (PRE-POST) and their respective relative increases (Median (IQR) [min/max]) on foam surface.

	Group	Variable name	PRE	POST	Increases
COP_S (mm²)	C	COP _S _EO	904.2 (525.4) [547.0/1597.7]	800.7 (415.8) [579.2/1410.8]	-0.11 (0.09) [-0.12/0.06]
		COP _S _EC	1005.9 (1399.5) [1006.0/3704.3]	937.5 (1097.5) [863.1/3058.1]	-0.07 (0.06) [-0.66/-0.07]
	SH	COP _S _EO	1090.6 (1115.3) [223.8/2296.0]	776.3 (429.4) [501.1/1169.8]	-0.17 (0.52) [-0.59/1.24]
		COP _S _EC	2711.4 (971.2) [928.0/4005.4]	2357.7 (472.3) [745.7/2400.5]	-0.18 (0.11) [-0.40/-0.10]
	BF	COP _S _EO	1346.4 (690.5) [729.9/2132.5]	1000.9 (240.0) [587.5/1236.4]	-0.30 (0.24) [-0.42/-0.06]
		COP _S _EC	2269.7 (2305.7) [1320.9/4266.5]	1467.6 (865) [1339.8/4615.4]	0.10 (0.52) [-0.58/1.38]
COP_X (mm.s⁻¹)	C	COP _X _EO	16.99 (10.59) [7.4/28.6]	17.60 (8.81) [7.8/25.4]	0.04 (0.08) [-0.11/0.05]
		COP _X _EC	26.12 (7.14) [14.1/41.3]	26.86 (5.88) [15.3/27.1]	0.03 (0.07) [-0.35/0.08]
	SH	COP _X _EO	16.81 (4.17) [5.9/17.8]	15.01 (1.68) [9.6/15.3]	-0.10 (0.28) [-0.16/0.64]
		COP _X _EC	19.80 (7.73) [10.6/40.3]	18.97 (7.76) [13.4/28.7]	-0.04 (0.35) [-0.29/0.27]
	BF	COP _X _EO	20.00 (8.23) [12.5/35.3]	15.35 (9.04) [11.5/36.1]	-0.14 (0.17) [-0.27/0.02]
		COP _X _EC	20.34 (8.29) [18.0/46.5]	21.60 (14.06) [17.1/67.2]	0.15 (0.17) [-0.19/0.45]
COP_Y (mm.s⁻¹)	C	COP _Y _EO	35.50 (38.98) [15.8/93.8]	43.50 (30.57) [13.6/74.7]	-0.14 (0.21) [-0.20/0.23]
		COP _Y _EC	47.59 (25.90) [30.3/138.9]	53.38 (17.97) [27.28/63.2]	-0.10 (0.18) [-0.54/0.12]
	SH	COP _Y _EO	23.18 (10.45) [10.3/32.8]	23.25 (9.11) [15.4/31.9]	0.10 (0.33) [-0.19/0.49]
		COP _Y _EC	32.04 (15.19) [18.4/76.5]	30.00 (9.29) [20.7/51.8]	-0.06 (0.14) [-0.32/0.13]
	BF	COP _Y _EO	36.09 (15.32) [16.3/56.2]	26.54 (16.17) [16.9/61.3]	-0.10 (0.31) [-0.29/0.09]
		COP _Y _EC	45.11 (14.56) [21.6/71.3]	45.85 (15.69) [25.6/83.7]	0.07 (0.55) [-0.41/1.16]
COP_R (mm.s⁻¹)	C	COP _R _EO	42.69 (41.73) [18.9/102.3]	50.26 (33.41) [17.1/83.9]	-0.10 (0.18) [-0.18/0.18]
		COP _R _EC	60.97 (26.98) [36.4/152.3]	64.91 (19.75) [34.1/73.6]	-0.06 (0.12) [-0.52/0.06]
	SH	COP _R _EO	31.66 (12.05) [12.7/40.7]	30.61 (8.81) [20.1/37.8]	0.03 (0.27) [-0.18/0.59]
		COP _R _EC	41.21 (18.94) [22.8/94.2]	39.05 (10.57) [27.1/64.2]	-0.05 (0.18) [-0.32/0.19]
	BF	COP _R _EO	44.96 (18.97) [22.6/72.0]	33.58 (20.26) [22.4/77.4]	-0.12 (0.26) [-0.28/0.07]
		COP _R _EC	52.64 (16.41) [31.2/92.0]	54.46 (20.67) [33.8/116.5]	0.14 (0.46) [-0.35/0.75]

Relative increases were calculated as follows: increase = (POST – PRE) / PRE. Negative relative increases characterize an improvement of postural control whereas positive increases are associated with a decline.

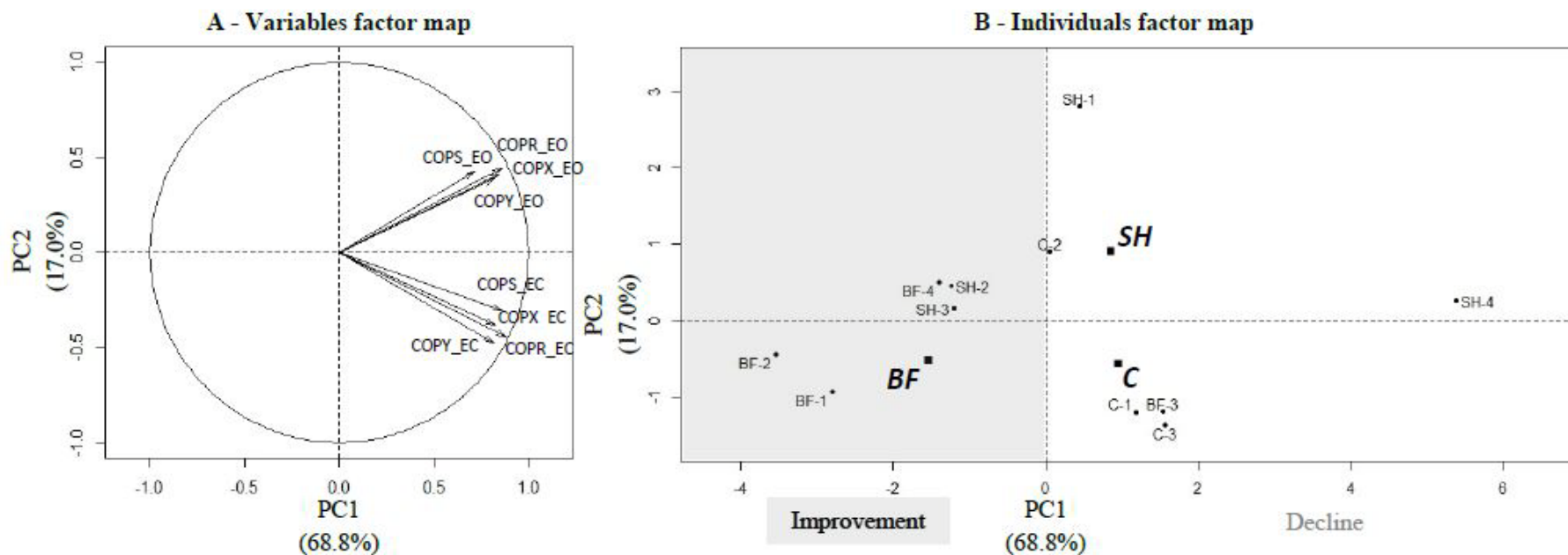


Figure 2. Variables (A) and individuals' (B) factor map of the principal component analysis (PCA) applied on postural outcomes in the stable ground condition. Individuals from the C (C-1, C-2 and C-3), SH (SH-1, SH-2, SH-3 and SH-4) and BF (BF-1, BF-2, BF-3 and BF-4) groups are represented by dots and their associated mean point by large black squares. On the individuals' factor map (B), improvement and decline are characterized by low relative increases (grey areas) and high relative increases (blank areas) respectively.

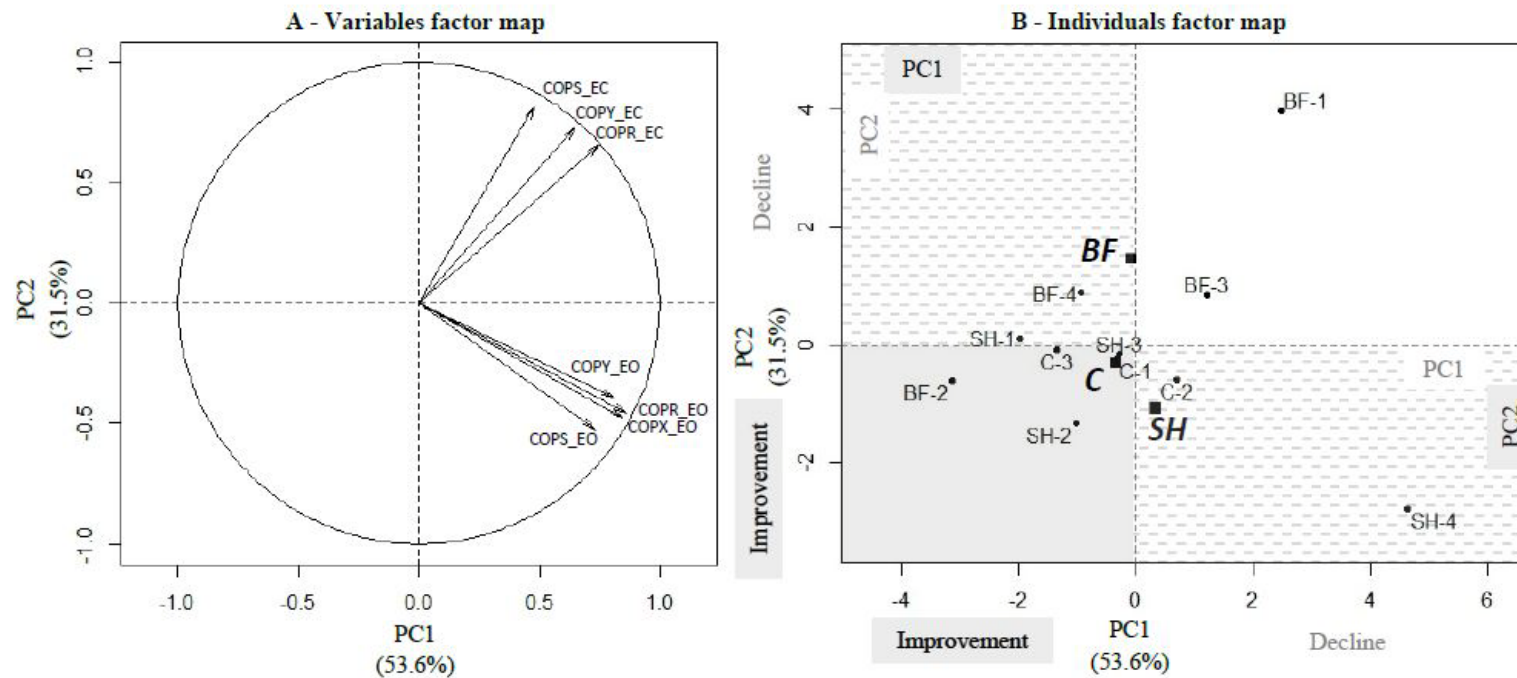


Figure 3. Variables (A) and individuals' (B) factor map of the principal component analysis (PCA) applied on postural outcomes when standing on a compliant foam block. Individuals from the C (C-1, C-2 and C-3), SH (SH-1, SH-2, SH-3 and SH-4) and BF (BF-1, BF-2, BF-3 and BF-4) groups are represented by dots and their associated mean point by large black squares. On the individuals' factor map (B), improvements and declines are characterized by low relative increases (grey areas) and high relative increases (blank areas) respectively. Areas with a mix of both improvement and decline (small-dashed areas) illustrated independent evolutions of PC1 and PC2.

4.2. Gait outcomes

Due to technical problems, one participant did not complete the POST-evaluation of the walking tests. Ten participants were then included in gait analysis. Tables 3A and 3B presents the values from the spatiotemporal gait outcomes for the three groups and the gait variability outcomes respectively. The PCA performed with spatiotemporal variables resulted in two components with eigenvalues greater than 1 that explained 86.9% of the total variance. PC1 accounted for 64.7% of the total variance. All the variables had negative minimum values and positive maximum values. Among the variables that loaded PC1, VEL_SH, VEL_BF, SL_SH, SL_BF, CAD_BF and STRL_BF were positively correlated whereas CT_SH, CT_BF, DST_SH and DST_BF were negatively correlated (figure 4A). PC2 explained 22.2% of the total variance and was loaded with SWT_SH, SWT_BF, STRL_SH variables, which were positively correlated, and with CAD_SH acting in the opposite direction (figure 4A). The individuals' factor map (figure 4B) shows that all group mean points were located very close to the mean values on both the PC1 and PC2 axes, thus illustrating an absence of clear changes of the spatiotemporal gait parameters in the three groups.

When considering the gait variability variables, results from the PCA showed that the first two PCs accounted for 60.7% of the total variance of the data set. PC1 accounted for 38.4% of the total variance. Among the variables that loaded PC1, CV_CT_BF, CV_SWT_BF, CV_STRL_SH and CV_DST_BF were positively correlated whereas CV_VEL_SH and CV_VEL_BF were negatively correlated (figure 5A). PC2 explained 22.3% of the total variance and was loaded with the following variables that were positively correlated: CV_CT_SH, CV_DST_SH, CV_SWT_SH and CV_STRL_BF. The individuals' factor map (figure 5B) shows that the mean points of SH and BF groups were located very close to the mean values on both the PC1 and PC2 axes, thus characterizing similar moderate

relative increases between these groups. The position of the C mean point differed from that of the two other groups on both the PC1 and PC2 axes. Nevertheless, with a large dispersion of data and a mean point position which characterized high relative increases on the PC2 axis and low relative increases on the PC1 axis, the results from the C group did not allow for a clear identification of evolution of gait variability variables.

Table 3A. Reference values by group of spatiotemporal gait parameters (PRE-POST) and their respective relative increases (Median (IQR) [min/max]).

	Group	Variable name	PRE	POST	Increases
Velocity (m/s)	C	VEL_SH	0.64 (0.15) [0.58/0.87]	0.45 (0.22) [0.42/0.86]	-0.16 (0.16) [-0.34/-0.03]
		VEL_BF	0.57 (0.08) [0.53/0.68]	0.42 (0.19) [0.38/0.75]	-0.15 (0.18) [-0.28/0.07]
	SH	VEL_SH	0.61 (0.10) [0.42/0.65]	0.52 (0.13) [0.33/0.60]	-0.16 (0.16) [-0.24/-0.07]
		VEL_BF	0.55 (0.13) [0.38/0.70]	0.53 (0.11) [0.27/0.55]	-0.13 (0.06) [-0.19/0.04]
	BF	VEL_SH	0.65 (0.23) [0.26/0.71]	0.38 (0.06) [0.32/0.44]	-0.36 (0.27) [-0.40/0.15]
		VEL_BF	0.63 (0.24) [0.17/0.65]	0.41 (0.09) [0.28/0.45]	-0.33 (0.43) [-0.37/0.50]
Cadence (steps/mn)	C	CAD_SH	101.90 (7.27) [94.0/108.5]	94.48 (9.34) [81.72/100.40]	-0.02 (0.17) [-0.27/0.06]
		CAD_BF	96.28 (6.70) [92.80/106.20]	94.95 (5.26) [85.59/96.11]	-0.01 (0.14) [-0.21/0.07]
	SH	CAD_SH	105.40 (8.65) [98.49/130.10]	95.07 (18.07) [85.35/114.20]	-0.13 (0.07) [-0.18/-0.06]
		CAD_BF	107.25 (10.98) [102.50/139.50]	97.54 (13.91) [85.95/125.00]	-0.09 (0.12) [-0.15/0.05]
	BF	CAD_SH	123.40 (19.85) [115.70/155.40]	126.10 (18.18) [98.74/135.10]	-0.15 (0.11) [-0.15/0.07]
		CAD_BF	119.80 (24.30) [102.00/150.60]	123.40 (12.32) [99.26/123.90]	-0.19 (0.18) [-0.20/0.16]
Stride Length (m)	C	STRL_SH	0.74 (0.16) [0.71/1.02]	0.61 (0.23) [0.57/1.03]	-0.10 (0.10) [-0.20/-0.01]
		STRL_BF	0.69 (0.11) [0.64/0.85]	0.53 (0.21) [0.53/0.95]	-0.10 (0.14) [-0.20/0.08]
	SH	STRL_SH	0.70 (0.15) [0.39/0.79]	0.67 (0.13) [0.35/0.82]	-0.04 (0.10) [-0.11/0.04]
		STRL_BF	0.61 (0.17) [0.33/0.82]	0.65 (0.15) [0.26/0.77]	-0.02 (0.11) [-0.16/0.08]
	BF	STRL_SH	0.55 (0.21) [0.25/0.67]	0.42 (0.09) [0.28/0.46]	-0.24 (0.19) [-0.29/0.08]
		STRL_BF	0.520.22) [0.20/0.63]	0.44 (0.11) [0.27/0.49]	-0.15 (0.25) [-0.21/0.30]
Step Length (m)	C	SL_SH	0.38 (0.08) [0.36/0.52]	0.31 (0.12) [0.29/0.53]	-0.11 (0.10) [-0.21/0.00]
		SL_BF	0.35 (0.05) [0.32/0.43]	0.27 (0.11) [0.26/0.48]	-0.10 (0.15) [-0.19/0.12]
	SH	SL_SH	0.35 (0.08) [0.19/0.40]	0.33 (0.07) [0.17/0.41]	-0.04 (0.10) [-0.11/0.04]
		SL_BF	0.31 (0.09) [0.16/0.41]	0.32 (0.07) [0.13/0.38]	-0.01 (0.11) [-0.14/0.07]
	BF	SL_SH	0.28 (0.11) [0.12/0.33]	0.21 (0.04) [0.14/0.23]	-0.24 (0.23) [-0.29/0.17]
		SL_BF	0.26 (0.11) [0.10/0.32]	0.21 (0.05) [0.14/0.24]	-0.18 (0.28) [-0.24/0.32]
Contact Time (s)	C	CT_SH	0.73 (0.08) [0.70/0.85]	0.86 (0.17) [0.70/1.04]	-0.02 (0.20) [-0.08/0.32]
		CT_BF	0.79 (0.06) [0.77/0.88]	0.90 (0.15) [0.76/1.05]	-0.03 (0.17) [-0.08/0.25]
	SH	CT_SH	0.74 (0.07) [0.68/0.78]	0.84 (0.08) [0.80/0.89]	0.13 (0.07) [0.03/0.26]
		CT_BF	0.74 (0.07) [0.64/0.81]	0.82 (0.05) [0.76/0.93]	0.07 (0.14) [-0.04/0.22]
	BF	CT_SH	0.70 (0.14) [0.51/0.78]	0.70 (0.12) [0.68/0.92]	0.25 (0.18) [-0.08/0.27]
		CT_BF	0.68 (0.23) [0.54/1.01]	0.79 (0.11) [0.68/0.90]	0.27 (0.24) [-0.19/0.29]
Double of Support Time (s)	C	DST_SH	0.19 (0.05) [0.11/0.21]	0.23 (0.10) [0.09/0.29]	-0.14 (0.22) [-0.16/0.27]
		DST_BF	0.20 (0.04) [0.15/0.23]	0.26 (0.10) [0.13/0.33]	-0.02 (0.24) [-0.17/0.32]
	SH	DST_SH	0.18 (0.06) [0.13/0.22]	0.20 (0.04) [0.18/0.25]	0.18 (0.21) [0.08/0.38]
		DST_BF	0.18 (0.06) [0.15/0.23]	0.22 (0.05) [0.17/0.26]	0.01 (0.20) [-0.10/0.38]
	BF	DST_SH	0.18 (0.08) [0.12/0.28]	0.25 (0.06) [0.20/0.31]	0.46 (0.31) [-0.12/0.49]
		DST_BF	0.17 (0.13) [0.14/0.40]	0.28 (0.05) [0.19/0.29]	0.42 (0.37) [-0.29/0.46]
Swing Time (s)	C	SWT_SH	0.45 (0.06) [0.38/0.50]	0.45 (0.05) [0.42/0.51]	0.03 (0.17) [-0.07/0.27]
		SWT_BF	0.45 (0.05) [0.38/0.49]	0.39 (0.07) [0.39/0.52]	0.06 (0.12) [-0.12/0.12]
	SH	SWT_SH	0.41 (0.13) [0.25/0.47]	0.44 (0.16) [0.29/0.54]	0.13 (0.12) [0.01/0.23]
		SWT_BF	0.39 (0.09) [0.25/0.46]	0.44 (0.12) [0.24/0.49]	0.09 (0.08) [-0.02/0.18]
	BF	SWT_SH	0.29 (0.07) [0.22/0.35]	0.28 (0.05) [0.21/0.31]	-0.02 (0.03) [-0.05/0.02]
		SWT_BF	0.28 (0.07) [0.21/0.34]	0.30 (0.05) [0.24/0.34]	0.09 (0.06) [0.03/0.15]

Relative increases were calculated as follows: increase = (POST – PRE) / PRE. A decline of gait is characterized by negative increases of velocity, cadence, stride length, step length, swing time and positive increases of contact time and double of support time.

Table 3B. Reference values by group of gait variability (PRE-POST) and their respective relative increases (Median (IQR) [min/max])

	Group	Variable name	PRE	POST	Increases
Velocity (%CV)	C	CV_VEL_SH	75.00 (17.24) [51.72/86.21]	40.00 (24.00) [35.71/83.72]	-0.23 (0.25) [-0.52/-0.03]
		CV_VEL_BF	61.40 (8.24) [45.28/61.76]	35.71 (18.21) [31.58/68.00]	-0.21 (0.29) [-0.49/0.10]
	SH	CV_VEL_SH	49.34 (11.10) [40.48/57.81]	41.37 (7.23) [21.21/48.33]	-0.19 (0.23) [-0.48/-0.08]
		CV_VEL_BF	42.77 (12.63) [36.84/54.29]	41.73 (12.78) [18.52/47.27]	-0.17 (0.24) [-0.50/0.22]
	BF	CV_VEL_SH	47.69 (26.81) [15.38/69.01]	26.32 (6.53) [18.75/31.82]	-0.45 (0.38) [-0.54/0.22]
		CV_VEL_BF	50.77 (21.10) [11.76/53.97]	26.83 (8.85) [17.86/35.56]	-0.30 (0.51) [-0.50/0.52]
Stride Length (%CV)	C	CV_STRL_SH	30.99 (5.50) [25.49/36.49]	39.34 (8.34) [27.18/43.86]	0.20 (0.10) [0.07/0.27]
		CV_STRL_BF	31.76 (8.11) [27.54/43.75]	45.28 (17.25) [22.11/56.60]	0.29 (0.47) [-0.30/0.64]
	SH	CV_STRL_SH	32.81 (15.77) [26.58/56.41]	36.07 (7.22) [27.27/45.71]	-0.05 (0.23) [-0.19/0.42]
		CV_STRL_BF	40.22 (7.91) [26.83/51.52]	36.36 (22.94) [24.24/69.23]	0.04 (0.72) [-0.41/0.65]
	BF	CV_STRL_SH	32.84 (27.64) [32.73/88.00]	52.38 (10.40) [43.48/64.29]	0.32 (0.44) [-0.27/0.60]
		CV_STRL_BF	41.27 (23.27) [38.46/85.00]	47.73 (24.23) [36.73/85.19]	0.00 (0.18) [-0.11/0.24]
Step Length (%CV)	C	CV_SL_SH	5.63 (2.56) [2.88/8.00]	4.92 (2.02) [2.86/6.90]	-0.13 (0.06) [-0.14/-0.01]
		CV_SL_BF	6.25 (1.31) [4.35/6.98]	7.69 (4.62) [2.08/11.32]	0.77 (0.76) [-0.70/0.81]
	SH	CV_SL_SH	5.96 (2.54) [3.08/7.89]	7.50 (1.42) [4.55/9.09]	0.30 (0.31) [0.12/0.48]
		CV_SL_BF	6.57 (1.91) [3.66/9.38]	7.51 (8.72) [3.13/12.00]	-0.11 (1.27) [-0.55/2.24]
	BF	CV_SL_SH	6.06 (5.61) [5.45/16.67]	9.76 (0.91) [8.89/10.71]	0.47 (0.57) [-0.36/0.79]
		CV_SL_BF	7.94 (7.59) [5.88/21.05]	8.33 (1.98) [7.14/11.11]	0.05 (0.34) [-0.47/0.21]
Contact Time (%CV)	C	CV_CT_SH	6.16 (5.66) [2.88/14.20]	7.91 (2.92) [5.80/11.63]	-0.06 (0.97) [-0.18/1.75]
		CV_CT_BF	8.28 (0.65) [7.79/9.09]	6.11 (2.98) [2.65/8.61]	-0.33 (0.39) [-0.68/0.11]
	SH	CV_CT_SH	6.83 (1.28) [3.92/7.75]	7.53 (7.03) [3.95/13.14]	0.37 (0.71) [-0.49/0.86]
		CV_CT_BF	6.27 (2.98) [4.64/12.50]	6.86 (3.83) [4.27/17.11]	0.21 (0.40) [-0.24/0.39]
	BF	CV_CT_SH	6.47 (1.87) [5.94/9.68]	9.29 (1.92) [6.52/10.37]	0.01 (0.39) [-0.04/0.75]
		CV_CT_BF	10.19 (4.01) [4.41/12.44]	8.92 (2.31) [7.22/11.85]	0.16 (0.46) [-0.28/0.64]
Double Support Time (%CV)	C	CV_DST_SH	43.24 (25.84) [19.05/70.73]	61.11 (20.76) [25.86/67.39]	-0.05 (1.31) [-0.40/2.21]
		CV_DST_BF	40.00 (3.33) [40.00/46.67]	28.00 (7.20) [25.00/39.39]	-0.38 (0.19) [-0.40/-0.02]
	SH	CV_DST_SH	39.77 (24.51) [20.00/56.67]	33.89 (24.25) [18.60/78.95]	0.14 (0.53) [-0.44/0.39]
		CV_DST_BF	40.00 (12.01) [24.44/52.50]	41.21 (12.69) [24.39/57.69]	0.05 (0.16) [-0.12/0.20]
	BF	CV_DST_SH	37.50 (2.90) [33.33/39.13]	36.00 (9.14) [27.87/46.15]	-0.04 (0.17) [-0.16/0.18]
		CV_DST_BF	43.75 (14.16) [23.53/51.85]	32.73 (11.64) [28.07/51.35]	-0.01 (0.22) [-0.25/0.19]
Swing Time (%CV)	C	CV_SWT_SH	3.95 (1.24) [2.02/4.49]	7.14 (2.61) [4.90/10.11]	1.43 (0.49) [0.59/1.56]
		CV_SWT_BF	4.49 (4.60) [4.12/13.33]	5.19 (5.69) [2.91/14.29]	0.07 (0.22) [-0.29/0.16]
	SH	CV_SWT_SH	4.91 (1.77) [4.30/8.00]	6.71 (3.07) [2.67/10.34]	0.34 (0.37) [-0.51/0.72]
		CV_SWT_BF	6.77 (0.80) [6.02/8.16]	8.29 (0.91) [4.94/8.33]	0.14 (0.35) [-0.29/0.37]
	BF	CV_SWT_SH	7.25 (2.90) [3.51/9.30]	6.45 (0.89) [5.36/7.14]	-0.11 (0.38) [-0.23/0.53]
		CV_SWT_BF	8.82 (2.94) [3.64/9.52]	7.46 (0.92) [6.67/8.51]	-0.11 (0.49) [-0.15/0.83]

Relative increases were calculated as follows: increase = (POST – PRE) / PRE. A positive relative increases characterize an

increase in gait variability which is rather associated to a decline of gait.

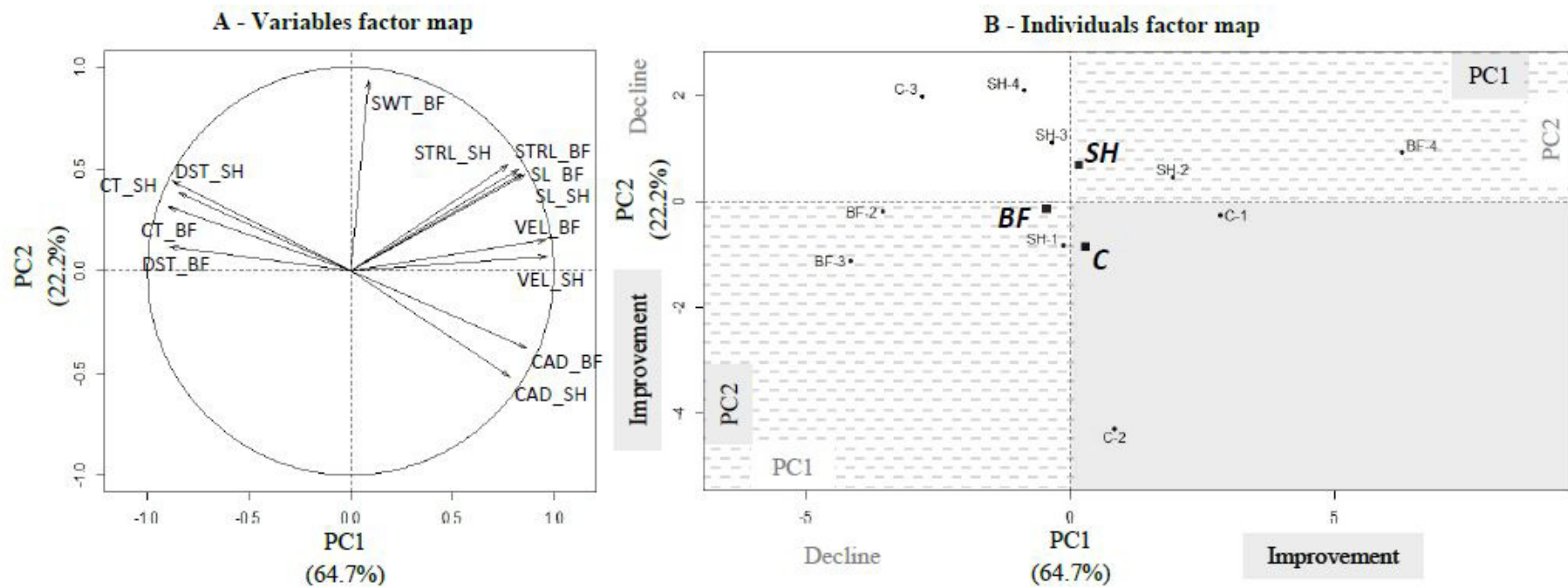


Figure 4. Variables (A) and individuals' (B) factor map of the principal component analysis (PCA) applied on spatiotemporal gait outcomes. Individuals from the C (C-1, C-2 and C-3), SH (SH-1, SH-2, SH-3 and SH-4) and BF (BF-2, BF-3 and BF-4) groups are represented by dots and their associated mean point by large black squares. On the individuals' factor map (B), grey areas illustrate an evolution of the majority of variable which characterized an improvement of gait quality, whereas blank areas rather characterized a decline. Areas with a mix of both improvement and decline (small-dashed areas) illustrated independent evolutions of PC1 and PC2.

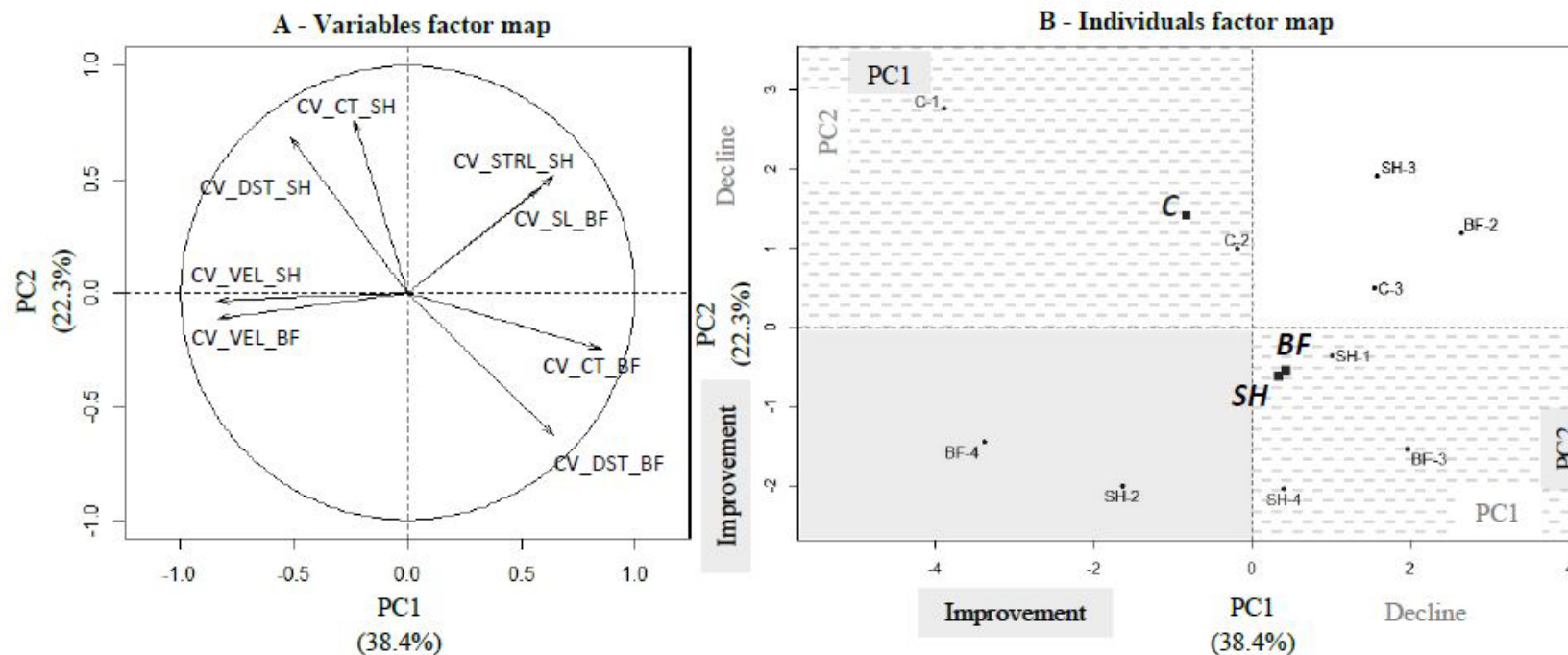


Figure 5. Variables (A) and individuals' (B) factor map of the principal component analysis (PCA) applied on variability gait outcomes. Individuals from the C (C-1, C-2 and C-3), SH (SH-1, SH-2, SH-3 and SH-4) and BF (BF-2, BF-3 and BF-4) groups are represented by dots and their associated mean point by large black squares. On the individuals' factor map (B), grey areas illustrate an evolution of the majority of variable which characterized an improvement of gait quality, whereas blank areas rather characterized a decline. Areas with a mix of both improvement and decline (small-dashed areas) illustrated independent evolutions of PC1 and PC2.

4.3. Plantar sensitivity outcomes

Sensitivity thresholds at each of the three sites (hallux, first metatarsal head and heel) in PRE and POST conditions and their relative increases in each group are summarized in Table 4. Negative relative increases are associated with an improvement of plantar sensitivity whereas positive increases are associated with a decline. Non-negligible values of relative increases (i.e. superior to 10%) were only observed in the BF group at the first metatarsal head and the hallux, which suggests that tactile acuity tended to improve between PRE and POST conditions for subjects from the BF group. No changes were observed for subjects from the C and SH groups.

Table 4. Sensitivity thresholds at each of the three sites in PRE and POST conditions.

	Group	PRE	POST	Increase
1st metatarsal	C	4.31 (1.52) [3.61/6.65]	4.44 (1.91) [2.83/6.65]	0.00 (0.12) [-0.22/0.03]
	SH	4.14 (0.64) [3.61/5.13]	4.44 (0.75) [2.83/5.07]	-0.01 (0.25) [-0.22/0.18]
	BF	4.56 (1.24) [3.22/6.65]	4.31 (0.56) [2.83/5.07]	-0.11 (0.07) [-0.24/0.00]
Hallux	C	4.44 (1.72) [3.22/6.65]	4.31 (1.91) [2.83/6.65]	-0.03 (0.06) [-0.12/0.00]
	SH	4.14 (0.96) [2.83/5.61]	4.44 (0.55) [3.61/5.07]	-0.04 (0.24) [-0.10/0.61]
	BF	4.33 (0.61) [4.31/6.65]	3.57 (1.48) [2.83/4.31]	-0.35 (0.09) [-0.35/0.00]
Heel	C	5.86 (1.11) [4.44/6.65]	6.65 (1.17) [4.31/6.65]	0.00 (0.08) [-0.03/0.13]
	SH	4.26 (0.94) [3.96/6.65]	4.69 (0.76) [4.31/5.07]	0.03 (0.21) [-0.24/0.24]
	BF	5.73 (1.95) [4.34/6.65]	6.13 (1.31) [4.56/6.65]	0.00 (0.09) [-0.05/0.29]

Data are expressed as median (interquartile range) with minimum and maximum values in square brackets. C: control, SH: shoes; BF: barefoot. Negative relative increases characterize an improvement of plantar sensitivity whereas positive increases are associated with a decline.

5. Discussion

The aim of the present study was to explore the feasibility and effects of increasing somatosensory information from the foot by exercising barefoot on balance, gait and plantar cutaneous sensitivity in a group of institutionalized older adults subjects involved in a 3-month multimodal exercise intervention. The results of this pilot study show that a multimodal supervised physical exercise program is likely to provide a larger positive influence on plantar cutaneous sensitivity and balance when standing on stable ground when exercises were performed barefoot. Exercising barefoot had no noticeable benefit on gait and balance when standing on a compliant surface.

Among the 52 subjects who were assessed for eligibility, 29 did not meet the inclusion criteria, mainly because of their inability to walk 5 m without any assistance devices, which made impossible the gait evaluation which consisted in walking without any assistance over a distance of 5 m. The inability for many residents to walk without assistance may result from the high prevalence of gait disorders in older adults, which concerns most of older adults over 80 (Mahlknecht, Kiechl, Bloem, Willeit, Scherfler, Gasperi et al., 2013). Since gait evaluations appear to be constraining in very old people living in nursing home who had lots of difficulty to perform a walking task without any assistance, they could be omitted in future large scale studies in order to include more participants and increase the sample size. The physical exercise did not elicit any adverse event during the intervention, probably because of the individualization of the training, its gradual progression and the precautions that were taken to secure the training situations. The exercise intervention was well received, as usually reported with supervised multimodal training programs (e.g. Rolland et al., 2007; De Andrade et al., 2013; Stubbs, Brefka & Denking, 2015), showing that it was possible to maintain adherence with a training program which provided suitable challenges and social interaction for institutionalized older adults. It should be noted that even though participants from the BF

group were able to take off their shoes by themselves, they all needed assistance to remove and put their socks or compression stockings on at each training session. No skin irritation due to barefoot exercising was reported. From a practical point of view, future studies should take the necessity to assist subjects with their socks or compression stockings into account in order to ensure a high adherence of the barefoot exercise sessions.

Data of postural outcomes (Tables 2A and 2B) were in accordance with previous studies performed with older adults (Hue, Seynnes, Ledrole, Colson & Bernard, 2004; Melzer et al., 2004). When posture was assessed on stable ground, results from the PCA showed that the 3-month exercise program induced improvements of postural control only for individuals from the BF and SH groups who followed the multimodal exercise program. When focusing on the first component which explained 68.8% of the total variance, one could observe that more individuals from the BF group than for the SH group were concerned by these improvements, which were also more marked in the BF group (BF mean point) than in the SH group (SH mean point). This result suggests that with very old institutionalized people (older than 85 years), a multimodal exercise intervention could promote larger beneficial effects on postural control when exercising barefoot. In addition to enhancing somatosensory feedback from the foot, barefoot exercising and especially barefoot walking, by affecting the kinematics and kinetics of gait, can increase the activation of plantar intrinsic foot muscles, anterior and posterior leg muscles and of various back muscles (Franklin et al., 2015; Vieira et al., 2015). Hence the improved postural control observed in participants from the BF group could potentially result from adaptations from the motor output of the postural function, sensory inputs and/or their integration (Paillard, 2017). Results from plantar cutaneous sensitivity showed that tactile acuity at the first metatarsal head and at the hallux improved predominantly for subjects from the BF group, thus favoring the idea of improved postural control due to adaptations at a sensory and/or integrative level. Despite the well-known

decline in plantar skin sensitivity with advancing age (Perry, 2006; Palluel et al., 2008; Machado, Silva, Rocha & Carpes, 2017), it has been demonstrated that older adults could still benefit from plasticity in sensory-motor system and improve plantar sensation by the way of increased somatosensory information from the feet plantar mechanoreceptors when wearing textured insoles, thus providing beneficial effects on posture and gait (Dixon, Hatton, Robinson, Gamesby-Iyayi, Hodgson, Rome et al., 2014; Annino et al., 2018; Lirani-Silva, Vitório, Barbieri, Orcioli-Silva, Simieli & Gobbi, 2017). Lirani-Silva et al., (2017) postulated that this improvement in plantar sensation with long-term plantar sensory stimulation could be due to an expansion in the representation of the primary somatosensory cortex. Similar mechanisms can be proposed to explain the combined improvements in plantar tactile acuity and postural control observed in subjects from the BF group. Even though assessments of the muscular function were not included in the present study, potential specific adaptations of the motor output of the postural function could have also concerned subjects from the BF group. Barefoot walking can strengthen the intrinsic foot muscles and change the plantar architecture for a better shock absorption (McKeon et al., 2015; Vieira et al., 2015). It can also increase the activation of evertor and invertor muscles (Franklin et al., 2015), thus potentially leading to an improved postural control in the frontal plane (Winter, Prince, Frank, Powell & Zabjek, 1996). The absence of improvement in postural control in individuals from the C and SH groups emphasizes the interest of increasing stimulation to the foot mechanoreceptors by exercising barefoot (Robbins et al., 1992; Vieira et al., 2015; Franklin et al. 2015) in order to optimize the effects of a multimodal supervised physical exercise program. When postural control was assessed on a foam block, the three groups could not be differentiated, thus illustrating that postural adaptations were specific to the balance training conditions (Paillard, 2017). While including balance exercises performed only on a firm surface, the exercise program produced improvements in postural control only on stable ground conditions without

any improvement on foam conditions, regardless of any improved plantar sensation as observed with the subjects from the BF group.

Spatiotemporal and gait variability variables (Tables 3A and 3B) presented similar values to those reported in the literature (Kirkwood, Gomes, Sampaio, Furtado & Moreira, 2016; Mahlknecht et al., 2013; McKay et al., 2017; Rolland et al., 2007). More specifically, the values reported in the present study were closer to the values of the older age group (≥ 80 years) than to those of the other three groups (65-69, 70-74, 75-79 and ≥ 80 years) from the study of Kirkwood et al. (2016). Consistent with previous findings (Franklin et al., 2015), it is also interesting to note that gait velocity was slower when gait assessments were performed barefoot than shod (Table 3A). As suggested by Franklin et al. (2015), this reduction in velocity when barefoot could be due to the fact that subjects are less accustomed to walking barefoot than with their own shoes. Even though providing enhanced sensory input to the feet plantar surface when walking barefoot or with textured insoles can lead to beneficial adjustments in gait parameters in the short term (e.g. Franklin et al., 2015; Hatton, Dixon, Rome, Brauer, Williams & Kerr, 2016), only few studies interested in long term effects found inconsistent results, showing either increases (Dixon et al., 2014; Lirani-Silva et al., 2017) or insignificant changes (Kalron, Pasitselsky, Greenberg-Abrahami & Achiron, 2015) in gait variables after wearing textured insoles over a few weeks. Similarly to Kalron et al. (2015), neither spatiotemporal nor gait variability parameters allowed for differentiating of the groups in the present study, thus showing that the long term influence of enhanced somatosensory inputs from the foot on gait remains unclear and needs further investigation.

The main limitation of this study was the small sample size, thus rendering any inferential statistics awkward and potentially biasing the interpretation of the results from the PCA. The PCA is an analytical process which is performed on a sample correlation matrix and which extracts a visualization of this matrix. So the primary source of bias when using

small samples can come from the computation of this correlation matrix, because each correlation coefficient is sensitive to extreme values (i.e. outliers). Nevertheless, as illustrated on tables 2 and 3, one can consider that the values of our dataset are consistent, since they are in accordance with the values classically reported with age-matched subjects (e.g. Hue et al., 2004; Kirkwood et al. 2016; Mahlknecht et al., 2013; McKay et al., 2017; Melzer et al., 2004; Rolland et al., 2007). MacCallum, Widaman, Zhang & Hong (1999) indicate that under these conditions, the impact of the sample size is greatly reduced and that PCA can produce correct results. MacCallum et al. (1999) also reported that when the communalities of the measured variables were high (i.e. more than 0.7), the impact of the sample size was greatly reduced. In our dataset, most of the variables presented high values of communalities, thus suggesting that the size of the sample would have little impact. Only gait variability variables could have been more impacted by the sample size (seven variables out of twelve have values of communalities inferior to 0.7). Hence these results have been discussed with great caution. Anthropometrics and age differences between groups could also act as confounding factors with such a small sample size. Therefore, caution in the generalization of these preliminary results has to be observed. Another limitation to be considered in the present study is the lack of a strength measure. The capability of force production of the plantar flexion is important for balance ability in elderly people (Bok, Lee, & Lee, 2013; Ema, Saito, Ohki, Takayama, Yamada & Akagi, 2016). Since exercising barefoot can potentially improve ankle muscle strength (Franklin et al., 2015; McKeon et al., 2015; Vieira et al., 2015), future studies on this topic should include an assessment of ankle muscle strength.

6. Conclusion

This pilot study provides a descriptive analysis which suggests that increasing somatosensory information from the foot by exercising barefoot could be a relevant means to optimize the fall-prevention exercise programs in institutionalized older adults, likely due to

improvement in plantar sensation which mainly affects postural control. These promising preliminary results suggest the need for in-depth investigations into the effects of enhancing foot somatosensory inputs by barefoot practice on postural control and gait, while conducting studies with larger sample size and using statistical hypothesis testing, which could have major implication on clinical guidelines relating to fall prevention in the older adults.

Chapitre 2 :

Influence of plantar cutaneous sensitivity on daily fluctuations of postural control and gait in institutionalized older adults: a hierarchical cluster analysis.

Karim Korchi, Frédéric Noé, Noëlle Bru, Mickaël Monce, Olivier Cabianna-

Martin, Thierry Paillard

Article publié dans *Chronobiology International* le 05 Avril 2019

Sous la référence :

Korchi, K., Noé, F., Bru, N., Monce, M., Cabianna-Martin, O., & Paillard, T. (2019). Influence of plantar cutaneous sensitivity on daily fluctuations of postural control and gait in institutionalized older adults: a hierarchical cluster analysis. *Chronobiology International*, 1-13. <https://doi.org/10.1080/07420528.2019.1594869>

1. Abstract

The aim of this study was to characterize daily fluctuations in postural control, gait and plantar cutaneous sensitivity in institutionalized older adults. Twenty-five older adults (>85 years old) living in a nursing home were recruited. Postural, gait and plantar cutaneous sensitivity parameters were collected at the following times: 8:00, 11:00, 14:00 and 17:00. Statistics were first calculated with the data from the whole group of the participants. A hierarchical cluster analysis was performed as a second step in order to determine if there was more than one pattern in the daily fluctuations of gait, postural control and plantar cutaneous sensitivity. When considering data from the whole group, results showed that postural control deteriorated from morning to the early afternoon and that gait improved from early to late morning. Daily fluctuations of plantar cutaneous sensitivity showed a decrease in tactile acuity in the afternoon. For most gait, postural control and plantar cutaneous sensitivity parameters, the hierarchical cluster analysis showed that there were three subgroups within the whole group of participants who had similar fluctuation patterns. Participants with the best tactile acuity, postural control and gait displayed relatively constant patterns without a period of increased risk of falling. By contrast, participants who presented a poor tactile acuity with a less efficient postural control and gait had greater daily fluctuations of plantar cutaneous sensitivity, with a marked decline of postural control and gait in the afternoon. In spite of a strong relationship between plantar cutaneous sensitivity and gait/postural control, the decline in postural control and gait observed in the afternoon could not be related to plantar sensation. It might rather relate to a cognitive function which is known to peak early in human circadian rhythms and to have a greater contribution in postural control regulation in the elderly than in young healthy subjects.

Keywords: postural control; gait; elderly; chronobiology; fall risk.

2. Introduction

Postural control and gait is of crucial importance in the activities of daily living, especially in older adults where falls caused by loss of balance can lead to dramatic consequences (Winter, 1995). Postural control is known to fluctuate during the day (Bougard and Davenne, 2014; Bougard et al., 2011; Deschamps et al., 2013; Gribble et al., 2007; Jorgensen et al., 2012; Kwon, Choi, Nam & Lee, 2014; Paillard et al., 2016; Son, 2017; Zouabi et al., 2016). Nevertheless, very few studies have investigated time-of-day fluctuations of gait (Bessot et al., 2015; Paillard et al., 2016). The results, which displayed variable changes in the different gait parameters, did not allow the identification of a well defined time-of-day effect on gait. Moreover, there is controversy about the influence of time-of-day on postural control in young adults. Some authors highlighted a better postural control in the morning than in the afternoon or evening (Gribble et al., 2007; Kwon et al., 2014; Son, 2017), whereas others found no time-of-day effect (Bougard et al., 2011; Deschamps et al., 2013; Zouabi et al., 2016) or reported that postural control was better in the late afternoon or evening than in the morning (Bougard and Davenne, 2014; Bougard et al., 2011). The inconsistencies between these results can be related to methodological issues (different evaluation times or analysis techniques) and/or confounding factors (variations in the quality of sleep, physical and/or cognitive activities prior to postural assessment, fatigue accumulating throughout the day...) (Deschamps et al., 2013; Jorgensen et al., 2012; Paillard et al., 2016). The current literature suggests that time of day effects on postural control would be more marked in older people, with better postural control in the morning than in the afternoon (Jorgensen et al., 2012; Paillard et al., 2016). With increasing age, all the components of the postural control system (motor, central and sensory) decline (Paillard, 2017; Huxhold et al., 2011) which results in greater fluctuations in processing at short (moment-to-moment fluctuations, i.e. postural sway) and long timescales (e.g. time-of-day

and day-to-day fluctuations) (Huxhold et al., 2011). Postural time-of-day fluctuations in older adults are also likely to be influenced by an age-related degeneration of the hypothalamic suprachiasmatic nucleus with a potential influence on the intrinsic circadian rhythms of all the components of the postural control system (Paillard et al., 2016). Nevertheless, the contribution of the different components of the postural control system (motor, central and sensory) on the time-of day-fluctuations of gait and postural control in older adults remains to be established.

Better postural control in the morning (Jorgensen et al., 2012; Paillard et al., 2016) may not be directly related to the motor component since most physical performance peaks in the afternoon (Racinais et al., 2005; Chtourou and Souissi, 2012). The central component is likely to have a more marked influence on the time-of-day fluctuations of gait and postural control. Further studies have suggested that cognitive performance tends to worsen through the day in older individuals, a large proportion of older adults being ‘morning-type people’ (Hasher et al., 2002; Anderson et al., 2014). Nevertheless, cognitive functioning of older subjects shows larger fluctuations than young adults and is substantially moderated by individual chronotype differences, thus making it difficult to identify typical circadian rhythms among a specific older population (Anderson et al., 2014; Hasher et al., 2002; Brown et al., 1999). In addition, the central component would be less affected by circadian rhythms in patients with dementia (Madhusoodanan et al., 2010; Paillard et al., 2016), who represent a significant part of the population in nursing homes. Consequently, one can legitimately assume that the sensory component has a major involvement in the fluctuations of gait and postural control in older adults.

The sensory component of the postural control system and gait is complex and multimodal since it relies on visual, vestibular, proprioceptive and cutaneous information (Paillard, 2017; Takakusaki, 2013). It is widely accepted that these various sensors are

affected by circadian rhythms (Golombek and Rosenstein, 2010). However, experiments were performed mainly with animal models which raises further questions about the specificity of variation of sensory function according to the circadian cycle. To the best of our knowledge, only two studies were conducted with humans (Alfuth and Rosenbaum, 2011; Kwon and Nam, 2014), but they only included young adult subjects. Moreover, even though Alfuth & Rosenbaum (2011) reported an improvement of plantar cutaneous sensitivity during the day, they did not confirm the idea of a pure circadian fluctuation since this improvement depended on the subjects' walking activity. Finally, Kwon and Nam (2014) studied the circadian fluctuations in the tactile acuity of the hand, which has a negligible influence on postural control and gait. Hence, the question of the involvement of each sensory modality in the fluctuations of gait and postural control remains unresolved.

Consequently, the present study was undertaken in order to characterize the fluctuations of postural control, gait and cutaneous plantar sensitivity in institutionalized older adults. More specifically, this study focuses on the influence of plantar cutaneous sensitivity since 1) the foot is the only contact point between the body and the external environment and afferent inputs originating from foot mechanoreceptors have a crucial role in the regulation of gait and balance (Perry, 2006; Wells et al., 2003) and, 2) diurnal changes in foot sole sensation have never been established in older adults. Because of the heterogeneity of postural control and gait in older adults (Horak et al., 1989; Watelain et al., 2000), the use of group ensemble average methods would not provide an accurate representation of diurnal fluctuations across individuals. Cluster analysis is a multivariate statistical method which places individuals into a cluster that contains other individuals with similar characteristics thus enabling the identification of natural groupings that may exist in a population (White and McNair, 2002). Hence, in order to determine if there were more than a single pattern in the daily fluctuations of gait, postural control and plantar cutaneous sensitivity, a hierarchical

cluster analysis (HCA) was performed. It was hypothesized that daily variations in plantar cutaneous sensitivity would influence the fluctuations of gait and postural control in older adults and that distinct fluctuation patterns would be distinguished among the whole group of participants.

3. Materials and methods

3.1. Participants

Twenty-five older adults living in a nursing home [mean (SD); age 85.2 (8.0) years old, height 163.9 (7.1) cm, weight: 67.6 (16.5) kg] volunteered to participate in the study. Exclusion criteria were the following: a documented postural control or gait disorder that could impede the participants to perform gait and balance assessments, hip, knee or ankle trauma in the past 2 years, any lesion of the foot skin support surface; severe ankylosis of a large lower limb joint (hip, knee, ankle); low vision despite correction; neurological, mental or cognitive disorders, pulmonary or cardiac problems (e.g. coronary artery disease, myocardial infarction, congestive heart failure, permanent or paroxysmal heart rhythm disturbances, poorly controlled hypertension). All residents had a 30-min break after lunch (from 13:00 PM to 13:30 PM) during which they took a nap or watched television. Verbal and written consents were obtained from the participants or from their legal guardian or a family member before starting the experiment, which was conducted in accordance with the Helsinki Declaration.

3.2. Procedure

This study was conducted in two nursing homes located in the northern hemisphere. Postural control, gait and plantar cutaneous sensitivity were evaluated during the same week in a counterbalanced order between days, at the following times: in early morning at 08:00, in late morning at 11:00, in early afternoon at 14:00 and in early evening at 17:00. All testing

sessions were carried out by the same investigator and mean room temperature was kept at 23°C.

3.3. Physical outcomes

3.3.1. Postural control

Postural control was assessed while using a quiet stance paradigm in which participants were asked to stand barefoot with their feet forming an angle of 30° and sway as little as possible for 25.6 s on stable ground with the eyes open (EO) and closed (EC). In the EO condition, participants were asked to look at a fixed-level target (1 cm²) at a distance of 2 m. In the EC condition, they kept their gaze in the direction of the target. Participants had a familiarization trial prior to the collection of data. A force platform (Stabilotest[®], Techno Concept[™], Mane, France) was used to record the center of pressure displacements (COP) at a 40 Hz sampling frequency. COP surface area (COP_S: 90% confidence ellipse), mean resultant COP velocity (COP_R) and its components along the mediolateral (COP_X) and anteroposterior (COP_Y) axis were calculated to characterize postural control; the lower these parameters, the more efficient the postural control (Paillard and Noé, 2015).

3.3.2. Gait

Participants were asked to walk at their preferred pace without any assistance over a distance of 4 m while wearing their own shoes. A gait analysis device (Walkmeter, Techno Concept, Mane, France) was used to record data on gait parameters at 50 Hz (Bessou et al., 1988–1989). The following spatiotemporal (SP) gait variables were calculated: velocity (VEL), step frequency (SF), stride length (STRL), step length (SL), contact time (CT), double support time (DST), swing time (SWT). The coefficient of variation (CV = SD/mean *100) was then calculated for each parameter SD to characterize gait variability. Participants were given a practice trial to familiarize with the gait device.

3.3.3. Plantar cutaneous sensitivity

A Semmes-Weinstein aesthesiometer set of six monofilaments (Sammons Preston[®], Bolingbrook, IL, USA) was used to assess tactile threshold of participant's foot sole. The monofilaments used in this study were 2.83 (0.07 g), 3.61 (0.4 g), 4.31 (2 g), 4.56 (4 g), 5.07 (10 g) and 6.65 (300 g). They were applied perpendicularly to the skin on the hallux (HA), the first metatarsal head (M1) and the heel (HE) in a random order. Randomized null-stimuli were added to make sure that participants could not anticipate the application of the filaments. Participants were seated blindfolded and asked to give a verbal response about the localization of the area tested when they perceived the stimulation. Sensitivity threshold was determined by presenting supra-threshold filaments initially, then applying thinner and thinner filaments until the subjects could no longer detect them. Thicker filaments were then applied until the filament was detected. The sensitivity threshold was determined as the average from one ascending and descending step (Patel et al., 2011); the lower the sensitivity threshold, the better the plantar cutaneous sensitivity. Foot sole skin temperatures at each of the three sites were monitored with an infrared thermometer (FT90, Beurer GmbH TM, Ulm, Germany).

3.4. Statistical analysis

The data were analyzed in two steps. The first step consisted of analyzing postural control, gait and plantar cutaneous sensitivity with a standard group ensemble average method (whole group analysis). For this purpose, the relative increase between two instants Δ_{11-8} (11:00–8:00), Δ_{14-8} (14:00–8:00), Δ_{17-8} (17:00–8:00), Δ_{14-11} (14:00–11:00), Δ_{17-14} (17:00–14:00) and Δ_{17-11} (17:00–11:00) were calculated for each variable. Normality was tested using the Shapiro–Wilk test. As most of the variables did not meet the assumption of normal distribution, nonparametric tests were applied. The Wilcoxon-Mann-Whitney test was

then performed by comparing each relative increase ($\Delta 11-8$, $\Delta 14-8$, $\Delta 17-8$, $\Delta 14-11$, $\Delta 17-14$ and $\Delta 17-11$) to a zero reference value (Paillard et al., 2016).

A hierarchical cluster analysis (HCA) was performed in a second step to categorize the participants' patterns into subgroups of similar patterns. Each variable of gait, postural control and plantar cutaneous sensitivity was independently analyzed. A normalized principal component analysis was used to reduce the dimensionality of the data before performing the HCA based on the principal component (PC) scores. The hierarchical cluster method proposed by Ward (1963) was used in a stepwise fashion. In order to examine the relationships that could exist between diurnal fluctuations of plantar cutaneous sensitivity and postural/gait parameters, the cluster number of each participant was assigned as a new categorical variable for any given variable. Hence, contingency tables between plantar cutaneous sensitivity and postural/gait categorical variables could be constructed, and the link between these two variables was tested with the Fisher's exact test for count data. The significance level was set at $P < 0.05$. Statistical analyses were performed with R statistical software especially with the FactoMineR package (R Core Team, 2014; Lê et al., 2008).

4. Results

4.1. Whole group analysis

Table 1 illustrates the mean values of the relative increases between each of the day for each variable. Most of postural variables presented significant differences between both morning values and 14:00, with higher values at 14:00 than in the morning ($\Delta 14-8$: COP_{Y_EO} : $P = 0.002$; COP_{Y_EC} : $P = 0.003$; COP_{R_EO} : $P = 0.003$; COP_{R_EC} : $P = 0.026$; $\Delta 14-11$: COP_{Y_EO} : $P = 0.017$; COP_{Y_EC} : $P = 0.022$; COP_{R_EC} : $P = 0.041$). COP_{Y_EO} and COP_{R_EO} showed significant differences between 14:00 and 17:00, with higher values at 14:00 than at 17:00 (COP_{Y_EO} : $P = 0.045$ COP_{R_EO} : $P = 0.017$). COP_{R_EC} displayed

significant differences between both morning values and 17:00, with higher values at 17:00 than in the morning ($\Delta 17-8$: $P = 0.041$; $\Delta 17-11$: $P = 0.048$). Among the SP gait variables, only STRL and SL displayed significant differences between 8:00 and 11:00 and 8:00 and 17:00, with higher values at 11:00 and 17:00 than at 8:00 ($\Delta 11-8$: STRL: $P = 0.021$; SL: $P = 0.021$; $\Delta 17-8$: STRL: $P = 0.011$; SL: $P = 0.016$). CV_CT, CV_DST and CV_SWT showed significant differences between 11:00 and 17:00 ($P = 0.031$), 11:00 and 14:00 ($P = 0.002$), and 14:00 and 17:00 ($P = 0.031$) respectively. Considering cutaneous sensitivity, significant differences were only observed on the HA between 14:00 and 17:00 ($P = 0.031$), with higher values at 17:00 than at 14:00. No significant differences were observed on the M1 and the HE.

Table 1. Relative increases values between each time of the day for the postural control, gait and plantar cutaneous sensitivity.

	$\Delta 11-8$	$\Delta 14-8$	$\Delta 17-8$	$\Delta 14-11$	$\Delta 17-11$	$\Delta 17-14$
COP_s_EO	0,08±0,63	0,44±1,48	0,23±0,79	0,55±1,48	0,25±0,69	0,10±0,57
COP_x_EO	0,03±0,26	0,19±0,50	0,17±0,46	0,19±0,45	0,17±0,47	0,03±0,29
COP_y_EO	0,13±0,44	0,33±0,55*	0,09±0,39	0,25±0,46*	0,00±0,27	-0,12±0,30*
COP_r_EO	0,09±0,33	0,27±0,52*	0,11±0,37	0,21±0,41	0,05±0,29	-0,07±0,27*
COP_s_EC	0,40±0,96	0,55±1,32	0,31±0,81	0,20±0,60	0,07±0,45	0,10±0,72
COP_x_EC	0,07±0,41	0,19±0,45	0,17±0,50	0,18±0,42	0,14±0,33	0,01±0,28
COP_y_EC	0,09±0,34	0,39±0,57*	0,22±0,44	0,31±0,42*	0,15±0,31	-0,06±0,29
COP_r_EC	0,07±0,34	0,31±0,48*	0,19±0,41*	0,26±0,40*	0,14±0,27*	-0,05±0,25
VEL	0,19±0,32	0,13±0,32	0,14±0,23	-0,02±0,22	-0,01±0,15	0,05±0,28
SF	0,04±0,14	0,04±0,12	0,03±0,11	0,01±0,10	0,00±0,12	0,00±0,10
STRL	0,13±0,19*	0,08±0,20	0,10±0,14*	-0,04±0,15	-0,01±0,09	0,05±0,20
SL	0,15±0,21*	0,09±0,21	0,12±0,16*	-0,04±0,16	-0,02±0,09	0,05±0,22
CT	-0,04±0,17	-0,05±0,11	-0,03±0,11	0,00±0,13	0,02±0,14	0,03±0,13
DST	-0,08±0,25	-0,10±0,20	-0,07±0,16	0,01±0,24	0,05±0,23	0,07±0,27
SWT	0,02±0,10	0,01±0,09	0,03±0,11	-0,01±0,08	0,01±0,11	0,02±0,08
CV_VEL	0,25±0,51	0,16±0,40	0,20±0,46	-0,01±0,25	0,01±0,24	0,10±0,47
CV_STRL	-0,07±0,28	0,01±0,27	-0,03±0,23	0,13±0,32	0,09±0,27	-0,01±0,21
CV_SL	-0,14±0,38	0,04±0,60	-0,03±0,40	0,19±0,45	0,21±0,49	0,21±0,87
CV_CT	-0,13±0,62	0,08±0,53	0,10±0,50	0,50±0,83	0,72±1,34*	0,32±1,03
CV_DST	-0,06±0,49	0,14±0,44	0,08±0,43	0,35±0,54*	0,42±0,98	0,09±0,72
CV_SWT	0,08±0,54	0,29±0,77	-0,03±0,44	0,30±0,60	0,04±0,51	-0,15±0,30*
MI	-0,04±0,15	-0,04±0,19	0,00±0,17	0,00±0,13	0,05±0,14	0,06±0,16
HA	-0,06±0,15	-0,06±0,21	-0,01±0,16	-0,01±0,17	0,07±0,17	0,10±0,21*
HE	-0,01±0,12	0,03±0,18	-0,01±0,15	0,06±0,25	0,02±0,21	-0,03±0,15

Data are expressed as mean±SD. * indicates significant relative increases ($P < 0.05$).

4.2. Hierarchical cluster analysis

Hierarchical cluster analysis allowed the determination of similar fluctuations during the day between participants for each variable in order to place participants with similarities in homogenous clusters. Table 2 illustrates the results of the clustering analysis performed on postural variables. Three clusters were identified with most of the postural variables (the HCA identified two clusters only when it was performed to the COP_Y_EO data). Individuals from cluster 1 had low values of postural variables with daily fluctuations patterns of reduced amplitudes. Individuals from clusters 2 had high values of postural variables, and the daily fluctuations patterns were characterized by pronounced variation amplitudes with most of the variables peaking at 14:00. Cluster 3 had a limited number of subjects who had very high values of postural variables which displayed lower variation amplitudes than individuals from cluster

2.

Table 2. Postural control parameters.

		n	8:00	11:00	14:00	17:00
COP_s_EO	Whole group	25	377.38±267.35	362.78±262.75	462.07±405.22	380.35±250.27
	Cluster 1	11	180.20±60.46	208.63±108.27	171.59±75.74	209.77±87.84
	Cluster 2	9	392.75±158.36	325.15±163.70	620.74±411.00	396.98±164.06
	Cluster 3	5	783.51±236.47	769.63±236.40	815.52±433.80	725.68±270.14
COP_x_EO	Whole group	25	10.85±5.19	10.64±4.94	12.41±7.22	12.00±5.90
	Cluster 1	11	7.82±3.55	8.04±2.67	8.40±2.97	7.60±2.01
	Cluster 2	9	10.48±2.80	10.07±3.41	14.67±8.66	14.17±5.54
	Cluster 3	5	18.21±4.60	17.37±5.41	17.13±7.55	17.79±5.63
COP_y_EO	Whole group	25	16.29±11.50	17.09±11.10	21.09±17.77	16.57±11.34
	Cluster 1	20	11.56±5.31	12.53±5.86	13.81±5.34	12.42±6.11
	Cluster 2	5	35.24±9.92	35.33±7.52	50.20±20.83	33.17±12.82
COP_r_EO	Whole group	25	21.61±13.20	22.26±12.75	26.88±20.25	22.74±13.39
	Cluster 1	8	10.61±3.01	10.84±2.66	12.66±2.92	10.59±2.27
	Cluster 2	12	19.94±5.42	20.94±4.73	22.39±4.78	22.57±6.42
	Cluster 3	5	43.20±10.80	43.69±7.80	60.37±22.69	42.61±12.81
COP_s_EC	Whole group	20	629.68±416.21	818.78±994.02	759.94±554.89	751.83±572.62
	Cluster 1	13	434.11±224.48	457.08±264.84	449.30±195.55	399.02±191.21
	Cluster 2	6	984.88±502.68	940.22±266.18	1247.61±542.73	1307.03±386.77
	Cluster 3	1	1040.74	4792.22	1872.25	2007.11
COP_x_EC	Whole group	20	14.78±9.19	15.56±12.51	16.53±10.02	16.51±11.34
	Cluster 1	8	7.84±2.18	8.56±3.55	8.93±1.80	9.82±3.94
	Cluster 2	9	15.80±3.32	13.87±2.20	16.67±4.88	14.29±2.27
	Cluster 3	3	30.20±13.66	39.27±19.28	36.34±5.25	41.05±6.52
COP_y_EC	Whole group	20	21.54±18.00	22.12±18.60	26.90±19.77	24.71±19.56
	Cluster 1	7	8.40±2.44	9.35±2.88	11.53±2.85	9.63±3.06
	Cluster 2	10	20.89±7.97	18.94±3.42	25.38±8.06	22.67±4.71
	Cluster 3	3	54.40±23.43	62.49±12.00	67.81±6.85	66.66±7.09
COP_r_EC	Whole group	20	28.79±21.41	29.86±24.12	34.80±23.80	32.85±24.42
	Cluster 1	6	11.90±3.09	12.79±3.74	15.87±3.11	14.40±4.36
	Cluster 2	11	27.52±8.98	25.29±3.99	31.67±9.92	28.48±6.26
	Cluster 3	3	67.22±29.09	80.73±23.23	84.16±9.12	85.78±9.66

Data are expressed as mean±SD (for COP_s_EC, cluster 3 was composed of only one subjects

which explains the absence of SD)

Table 3 illustrates the results of the clustering analysis performed on gait parameters. Three clusters were identified with most of the gait variables except for VEL, CV_VEL and CV_DST, where four clusters were identified. For SP parameters, clusters were mainly differentiated by the mean values of the parameters, with low values in cluster 1, moderate values in cluster 2 and high values in cluster 3. The amplitude of variation of SP parameters was moderate in all clusters. For gait variability parameters, although clusters were differentiated by the mean values of the parameters, they were differentiated more by the daily variation patterns which displayed large amplitude variations.

Table 3. Gait parameters.

		n	8:00	11:00	14:00	17:00
VEL	Whole group	17	0,46±0,19	0,52±0,19	0,51±0,23	0,51±0,18
	Cluster 1	2	0.19±0.04	0.26±0.04	0.25±0.01	0.25±0.05
	Cluster 2	8	0.42±0.10	0.42±0.06	0.39±0.09	0.44±0.06
	Cluster 3	4	0.51±0.11	0.68±0.05	0.61±0.10	0.57±0.09
	Cluster 4	3	0.73±0.17	0.78±0.04	0.88±0.15	0.80±0.04
SF	Whole group	17	97,76±17,25	100,03±13,94	100,83±16,84	100,62±20,30
	Cluster 1	6	81.58±7.84	90.11±7.47	86.21±6.76	84.26±8.99
	Cluster 2	8	99.30±4.38	98.37±4.37	101.77±9.61	99.34±7.23
	Cluster 3	3	126.03±12.83	124.30±12.59	127.60±10.57	136.77±11.87
STRL	Whole group	17	0,57±0,22	0,63±0,23	0,61±0,25	0,62±0,21
	Cluster 1	8	0.39±0.10	0.44±0.09	0.40±0.06	0.43±0.08
	Cluster 2	3	0.58±0.02	0.61±0.11	0.57±0.07	0.63±0.06
	Cluster 3	6	0.81±0.15	0.91±0.08	0.90±0.13	0.86±0.09
SL	Whole group	17	0,28±0,11	0,31±0,12	0,30±0,13	0,30±0,11
	Cluster 1	4	0.15±0.03	0.18±0.01	0.18±0.02	0.18±0.02
	Cluster 2	7	0.26±0.03	0.27±0.05	0.24±0.05	0.27±0.04
	Cluster 3	6	0.40±0.07	0.45±0.04	0.45±0.06	0.42±0.05
CT	Whole group	17	0,90±0,18	0,85±0,13	0,84±0,16	0,87±0,17
	Cluster 1	8	0.77±0.09	0.75±0.05	0.72±0.08	0.72±0.06
	Cluster 2	5	0.88±0.08	0.91±0.14	0.86±0.07	0.95±0.05
	Cluster 3	4	1.17±0.10	0.96±0.13	1.07±0.10	1.06±0.14
DST	Whole group	17	0,25±0,09	0,22±0,07	0,22±0,09	0,23±0,08
	Cluster 1	8	0.19±0.05	0.17±0.03	0.16±0.03	0.17±0.04
	Cluster 2	4	0.26±0.03	0.21±0.01	0.23±0.02	0.24±0.04
	Cluster 3	5	0.35±0.09	0.32±0.04	0.33±0.06	0.32±0.05
SWT	Whole group	17	0,40±0,08	0,40±0,07	0,40±0,09	0,41±0,09
	Cluster 1	4	0.28±0.04	0.30±0.04	0.28±0.01	0.27±0.02
	Cluster 2	5	0.39±0.04	0.39±0.02	0.38±0.04	0.40±0.03
	Cluster 3	8	0.46±0.05	0.46±0.02	0.47±0.03	0.48±0.04
CV_VEL	Whole group	17	32,59±14,62	37,18±16,59	36,57±18,49	35,77±14,05
	Cluster 1	4	13.39±3.23	22.61±9.19	15.40±3.83	22.32±9.88
	Cluster 2	7	32.70±6.77	28.78±6.69	30.79±6.23	31.99±5.57
	Cluster 3	3	35.43±2.41	61.28±6.09	63.54±9.08	38.88±2.15
	Cluster 4	3	55.12±6.39	52.07±5.34	51.32±9.08	59.42±8.42
CV_STRL	Whole group	17	43,46±16,54	39,27±15,42	41,91±13,92	40,24±12,04
	Cluster 1	9	35.29±11.92	27.76±6.76	30.91±6.42	31.89±6.10
	Cluster 2	5	41.08±6.48	48.18±11.80	51.17±7.00	44.76±8.60
	Cluster 3	3	71.96±2.04	58.96±8.08	59.50±8.01	57.79±6.03
CV_SL	Whole group	17	8,48±3,71	6,98±3,34	7,89±3,87	7,49±2,94
	Cluster 1	5	5.43±1.75	3.51±1.38	4.19±1.89	4.76±1.30
	Cluster 2	8	8.87±3.25	6.80±1.38	8.46±2.94	7.42±1.90
	Cluster 3	4	11.50±4.08	11.66±1.79	11.38±3.89	11.05±2.49

CV_CT	Whole group	17	7,98±1,54	6,46±3,60	8,17±3,22	8,44±3,30
	Cluster 1	7	8.57±1.79	4.36±1.54	5.03±1.78	7.70±2.71
	Cluster 2	6	7.97±0.56	5.35±2.14	10.30±2.05	6.79±2.30
	Cluster 3	4	6.94±1.87	11.82±2.42	10.46±1.62	12.19±3.03
CV_DST	Whole group	17	39,38±12,61	33,87±15,03	40,72±8,88	41,66±22,31
	Cluster 1	1	61.29	25.81	30.77	107.69
	Cluster 2	1	71.79	37.50	40.00	24.24
	Cluster 3	12	36.20±7.49	27.58±7.58	38.07±5.87	37.40±13.45
	Cluster 4	3	34.03±9.73	60.51±12.26	54.86±7.06	42.49±23.33
CV_SWT	Whole group	17	7,74±3,11	7,52±3,43	8,52±3,41	6,85±2,93
	Cluster 1	4	8.47±3.65	9.68±1.35	11.20±2.69	9.31±2.20
	Cluster 2	5	8.66±1.12	9.25±1.87	8.95±3.23	7.68±2.84
	Cluster 3	8	6.79±3.71	5.35±3.73	6.92±3.22	5.11±2.35

Data are expressed as mean±SD (for CV_DST, cluster 1 and 2 were composed of only one subjects which explains the absence of SD)

Table 4 illustrates the results of the clustering analysis performed on cutaneous sensitivity. Three clusters were identified. Individuals from cluster 1 had the best plantar cutaneous sensitivity with low values of sensitivity thresholds and reduced daily fluctuations. Individuals from cluster 2 had high values of sensitivity thresholds and also presented reduced daily fluctuations. Individuals from cluster 3 had high values of sensitivity thresholds with pronounced daily fluctuations.

Table 4. Plantar cutaneous sensitivity.

		n	8:00	11:00	14:00	17:00
M1	Whole group	25	3,81±0,74	3,61±0,62	3,58±0,68	3,74±0,58
	Cluster 1	11	3.22±0.42	3.01±0.27	3.04±0.39	3.28±0.48
	Cluster 2	9	3.95±0.37	3.97±0.36	3.82±0.49	3.96±0.35
	Cluster 3	5	4.85±0.49	4.31±0.00	4.35±0.47	4.36±0.11
HA	Whole group	25	3,67±0,67	3,41±0,58	3,32±0,49	3,59±0,58
	Cluster 1	14	3.29±0.57	3.02±0.29	3.13±0.38	3.19±0.39
	Cluster 2	6	3.84±0.29	4.04±0.37	3.92±0.27	3.90±0.34
	Cluster 3	5	4.54±0.23	3.73±0.56	3.14±0.43	4.34±0.06
HE	Whole group	25	4,46±0,87	4,40±0,99	4,57±1,02	4,36±0,77
	Cluster 1	17	4.04±0.41	3.93±0.52	4.04±0.47	4.04±0.34
	Cluster 2	5	5.42±0.84	5.68±0.66	5.13±0.72	4.51±0.23
	Cluster 3	3	5.26±1.21	4.90±1.57	6.65±0.00	5.87±1.35

Data are expressed as mean±SD.

Relying on clusters from the HCA, contingency tables between plantar cutaneous sensitivity and postural/gait categorical variables were constructed, for each subject, replacing the value of a given variable by the number of the assigned cluster. Then the link between these two categorical variables was tested with the Fisher's exact test. Results from the Fisher's exact test showed that there were significant associations between HA plantar cutaneous sensitivity and three postural variables (COP_S_{EO} : $p = 0.01$; COP_X_{EO} : $p = 0.01$; COP_S_{EC} : $p = 0.04$). Figure 1 presents the percentage of association between HA plantar sensitivity and these postural variables according to participants' cluster membership. Most of the individuals from cluster 1 of the three postural variables (which groups together subjects having low values of postural parameters with reduced fluctuations) also belong to cluster 1 of HA plantar sensitivity (those with a low sensitivity threshold and with reduced daily fluctuations). Individuals from cluster 2 of postural parameters (with high values and accentuated daily fluctuations) mostly belong to clusters 2 and 3 of HA plantar sensitivity HA (those with high sensitivity thresholds, with reduced and accentuated daily fluctuations, respectively). Finally, individuals from cluster 3 of postural parameters (with high values and reduced daily fluctuations – except for COP_S_{EC} where high variations were observed, although the cluster consisted of only one individual) mostly belong to clusters 1 and 2 of HA plantar sensitivity HA (participants having either low or high sensitivity thresholds with reduced daily fluctuations).

Results from the Fisher's exact test also showed that there were significant associations between two gait variables (SWT and CV_SWT) and plantar cutaneous sensitivity at HA (SWT: $p = 0.02$ and CV_SWT: $p = 0.02$) and M1 (SWT: $p = 0.03$ and CV_SWT: $p = 0.03$). Figure 2 presents the percentage of association between plantar sensitivity at HA and M1 and these gait variables according to participants' cluster membership. The percentage of distribution of participants among the three clusters was the

same for SWT and CV_SWT, thus explaining the similar histograms for these two variables. Most of the subjects from cluster 1 of HA and M1 plantar sensitivity (with a low sensitivity threshold) belong to cluster 3 of SWT and CV_SWT (with low swing time variability and a high swing time). Participants with higher sensibility thresholds (who were gathered in clusters 2 and 3 of HA and M1 plantar sensitivity) also had higher swing time variability (clusters 2 and 3 of CV_SWT) and the lower higher swing time (clusters 2 and 3 of SWT). It should be noted that the daily variations of plantar cutaneous sensitivity at M1 and SWT were small for all the clusters. Daily variations of CV_SWT were more accentuated for clusters 1 and 3 in which values were peaking at 14:00 (variations were less accentuated for cluster 2)

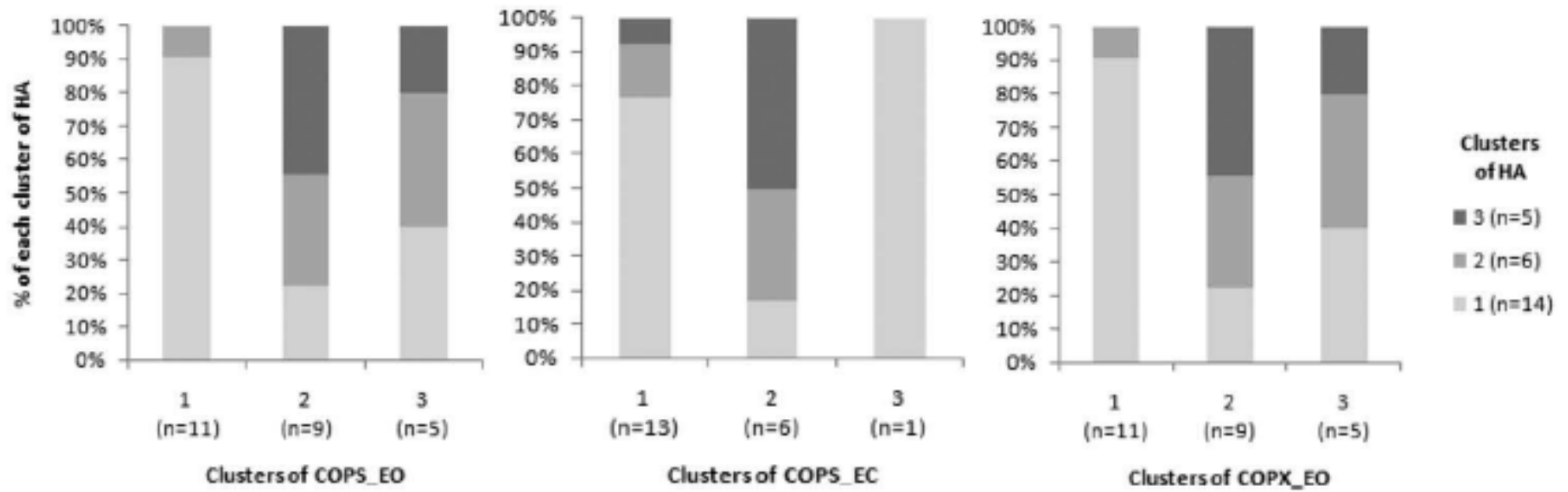


Figure 1. Percentage of association between plantar sensitivity and postural variables according to participants' cluster membership.

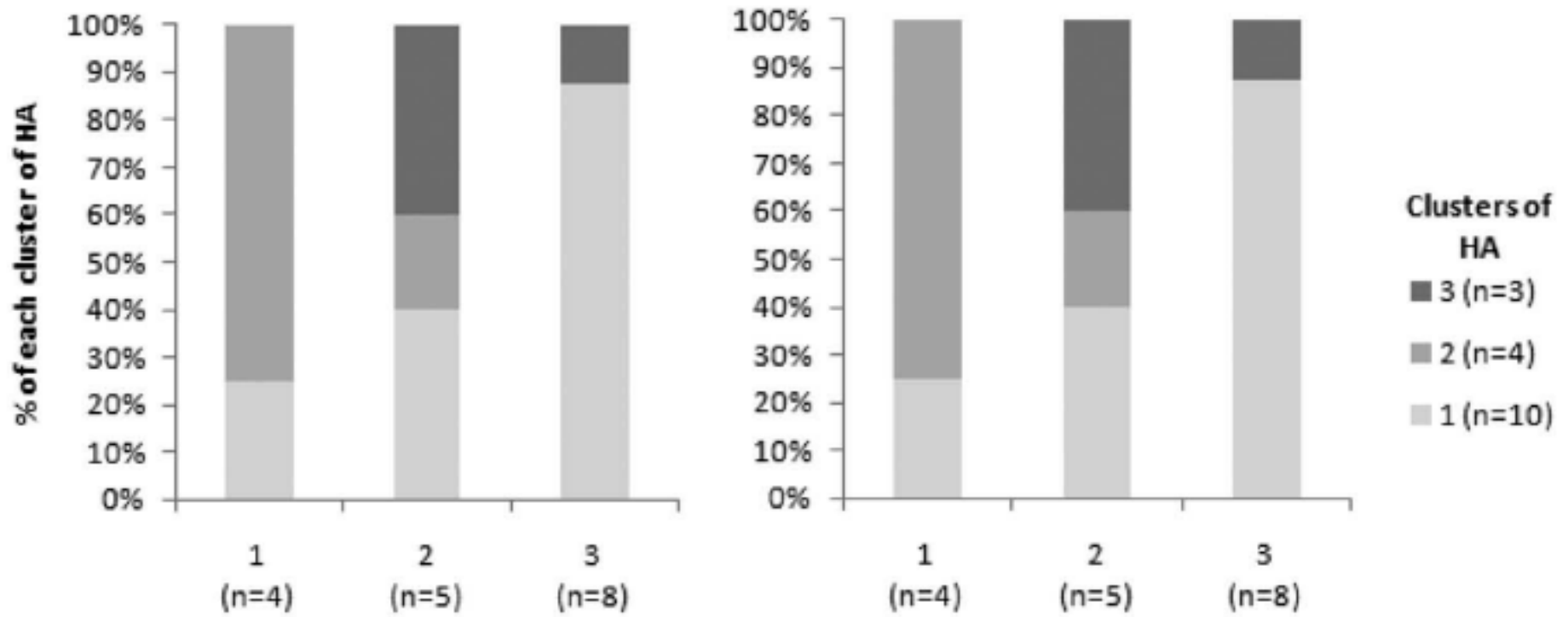


Figure 2. Percentage of association between plantar sensitivity and gait variables according to participants' cluster membership.

5. Discussion

The purpose of the present study was to characterize daily fluctuations of postural control, gait and plantar cutaneous sensitivity in institutionalized older adults and to determine whether daily fluctuations of plantar cutaneous sensitivity followed a similar pattern to daily fluctuations of postural control and gait. When considering data from the whole group, results showed that postural control decreased from morning to the early afternoon and that gait improved from early to late morning. Daily fluctuations of plantar cutaneous sensitivity were limited to the hallux where tactile acuity decreased during the afternoon. For each gait, postural control and plantar cutaneous sensitivity parameter, the HCA showed that at least three distinct fluctuation patterns were found within the whole group of participants. When testing the relationships between fluctuations of plantar cutaneous sensitivity and postural/gait parameters on the basis of participants' cluster membership, our results highlighted an influence of plantar cutaneous sensitivity on gait and postural control in older adults.

The first step of the analysis consisted of examining postural control, gait and plantar cutaneous sensitivity in the whole group of participants. Among the four postural control parameters that were considered in this study, two were sensitive to time-of-day since COP_R and COP_Y exhibited higher values at 14:00 than in the morning, thus illustrating an impairment of postural control in the early afternoon. This result is in accordance with Jorgensen et al. (2012) and Paillard et al. (2016) who stated that postural control was better in the morning than in the afternoon in older people and confirms that the circadian rhythm influences postural control. Gait was also influenced by time-of-day since spatial parameters of gait (i.e. SL and STRL) increased during the morning and remained high until late afternoon, which illustrated that walking ability improved from early to late morning. Results from gait variability parameters (CV_{CT} , CV_{DST}) also showed that gait variability increased from latemorning to the afternoon (except for CV_{SWT} which decreased from

14:00 to 17:00). These findings are in accordance with those of Bessot et al. (2015), who reported, with healthy young subjects, that SL was shorter in early morning than late afternoon and that gait variability was lower in early morning than late afternoon. Nevertheless, while considering only two times (8:00 and 18:00), these authors could not accurately specify daily gait patterns. It should be underlined that our results differ from those of Paillard et al. (2016), who reported that walking speed increased while most of the temporal parameters decreased between early and late afternoon in elderly Alzheimer's patients. Since both these studies were conducted with elderly patients having a mean age 85 years, these differences in gait daily variation patterns might be specifically attributed to the Alzheimer's disease which induces disturbances in circadian rhythms and the development of Sundown syndrome (Khachiyants, Trinkle, Son & Kim, 2011; Musiek, Xiong & Holtzman, 2015). Diurnal changes of plantar sensitivity were only observed on the hallux, where tactile acuity decreased between 14:00 and 17:00. In young healthy adults, Alfuth and Rosenbaum (2011) reported that plantar cutaneous sensitivity slightly improved throughout the day until late afternoon. Nevertheless, while showing that foot sole sensitivity was correlated with walking activity (i.e. total number of steps), these authors assumed that plantar sensation fluctuations reflected an adaptation process of plantar cutaneous mechanoreceptors to walking activity rather than a pure circadian rhythm. As other nursing home residents, participants in the present study spend most of their daytime sitting or lying down (Kolanowski, Buettner, Litaker & Yu, 2006), with very limited walking activity. Therefore, they could not benefit from the positive effects of walking activity on plantar sensation, which would explain their specific daily fluctuations pattern with a decrease of tactile acuity during the afternoon.

Taken together, all these results showed that postural control mainly decreased in the early afternoon and gait improved from early to late morning, with a slight decline of tactile

acuity at the hallux during the afternoon. Hence, with nursing home residents who frequently fall (Damián, Pastor-Barriuso, Valderrama-Gama & de Pedro-Cuesta, 2013), there would be an optimal time in the late morning with a reduced risk of falling. Conversely, the afternoon would be the less favorable time with a high risk of falling due to the combination of a deteriorated postural control and an increase of gait variability (Alexander, 1994; Pizzigalli, Cremasco, Mulasso & Rainoldi, 2016; Hausdorff, Rios & Edelberg, 2001; Maki, 1997). Nevertheless, because of a great variability between-subjects (characterized by high SD values in all the variables analyzed), it was difficult to specify clearly the influence of plantar cutaneous sensitivity on postural control and gait. Consequently, a cluster analysis was performed to determine if more than one fluctuation pattern of gait, postural control and cutaneous sensitivity existed in the whole group of participants in order to specify more accurately the relationship between sensitivity variations on postural control and daily gait fluctuations.

For most gait, postural control and plantar cutaneous sensitivity variables, the HCA provided evidence that there were three subgroups of subjects within the whole group of participants who had similar specific fluctuation patterns. When focusing on postural variables, subjects from cluster 1 had low values of postural variables with moderate variations during the day. Interestingly, there was a significant statistical relationship between further postural variables and plantar cutaneous sensitivity at the hallux. The analysis of the degree of association between these variables revealed that most of the subjects from the cluster 1 of postural variables were also included in the cluster 1 of HA plantar sensitivity. These subjects had the best tactile acuity with moderate fluctuations during the day. A similar relationship was observed between plantar cutaneous sensitivity and gait. These results confirm the importance of plantar cutaneous sensation in balance control during upright standing and walking (Eils et al., 2004; Kavounoudias, Roll & Roll, 1998; Taylor, Menz et

Keenan, 2004; Wells et al., 2003). The foot is the only contact point between the body and the external environment and somatosensory afferent inputs originating from foot mechanoreceptors have a crucial role in the regulation of gait and balance, thus explaining why age-related reduced plantar tactile sensitivity impairs the ability to detect small changes in postural orientation during upright stance and increases the risk of falls in older adults (Kwon and Nam, 2014; Dettmer et al., 2016; Wells et al., 2003). Our results also highlighted the presence of a close relationship between the amplitude of the daily fluctuations of plantar cutaneous sensitivity, postural control and gait and the initial efficiency level of the subjects. Subjects who had the best tactile acuity, postural control and gait were those presenting a relatively constant pattern of a low rate of daily fluctuations. On the contrary, the HCA showed that subjects who presented a poor tactile acuity with a less efficient postural control and gait had greater daily fluctuations of plantar cutaneous sensitivity, postural control and gait. In a different experimental context (Burgio, Scilley, Hardin & Hsu, 2001) reported concordant findings when investigating temporal patterns of disruptive vocalization in elderly nursing-home residents. They showed that the group of residents with the higher cognitive test scores displayed relatively constant patterns of disruptive vocalization whereas residents with worse cognitive functions presented greater disruptive vocalization during the day (Burgio et al., 2001). In spite of the strong relationship between plantar cutaneous sensitivity and gait/postural control, the decline in postural control and gait observed in the early afternoon could not be related to plantar sensation since tactile acuity was the best at this time for these subjects. It could also not be related to the motor component of the postural control system since most physical performance peaks in the afternoon (Racinais et al., 2005; Chtourou & Souissi, 2012). Moreover, postural control in the elderly relies more on cognitive function with a greater cortical involvement than young healthy subjects (Ozdemir, Contreras-Vidalb & Paloskid, 2018). Hence, elderly subjects could be more affected by the daily

fluctuation of cognitive function which is known to peak early in human circadian rhythms, thus explaining why they sway to a greater extent in the early afternoon (Gribble et al., 2007; Kwon et al., 2014; Son, 2017). The hypothesis of a main central influence could then be retained to explain the pronounced daily fluctuations of postural control and gait of subjects who presented a poor tactile acuity with a less efficient postural control and gait. Future studies should be performed in order to examine the relationships between daily fluctuations of postural control, gait and cognitive function in older subjects.

Limitations of the current research are acknowledged. First, we did not assess the chronotype of participants (e.g. by the Morningness-Eveningness Questionnaire – MEQ or similar instrument). Even though it has been widely demonstrated that the majority of older adults tend to shift toward “morningness” (Hasher et al., 2002; Anderson et al., 2014), there might be individual chronotype differences among the participants of this study. Future study on this topic should include an assessment of participants’ chronotypes in order to specify its potential influence on fluctuations of postural control, gait and plantar cutaneous sensitivity. Second, we did not have quantified sleep duration and daily activity before the assessment sessions. Sleep duration can affect motor control performance such as postural control (Bougard et al., 2011) and gait (Agmon, Shochat and Kizony, 2016), especially in elderly people whose postural control is more affected by sleep deprivation than young individuals (Robillard, Prince, Filipini and Carrier, 2011). Previous daily activities are also likely to impact postural control (Deschamps et al., 2013), gait (Helbostad, Leirfall, Moe-Nilssen and Sletvold, 2007) and plantar cutaneous sensitivity (Alfuth and Rosenbaum, 2011). Nevertheless, since this study was conducted in nursing homes which respected a pre-established schedule with fixed bed, wake-up and meal times and where supervised activities were also organized at fixed times, one can assume that sleep duration and daily activity before the assessment sessions might not have acted as confounding factors.

6. Conclusion

Results from the present study suggest that the late morning would be an optimal period to organize activities for residents with a reduced risk of falling. The afternoon would be a less favorable period with a higher risk of falling thus necessitating an increased surveillance of the residents. Nevertheless, distinct circadian patterns were distinguished among the whole group of subjects. Residents who had the best tactile acuity, postural control and gait displayed relatively constant patterns without a period of increased risk of falling. From a clinical point of view, knowledge of circadian patterns in nursing-home residents could be useful in order to detect periods when the risk of falling is greater and to optimize the residents' supervision by targeting the action of the caregivers to specific times when the residents have a higher risk of falling.

Chapitre 3 :

**Influence of physical activity performed at two different times of day on postural control
in institutionalized older adults.**

Karim Korchi, Frédéric Noé, Noëlle Bru, Thierry Paillard

Article soumis dans *Chronobiology International*

1. Abstract

The time of day that people exercise could have an influence on the efficacy of exercise for the prevention of falls in older adults. However, there is currently no evidence to support the best time of day for exercise in order to optimize the effectiveness of physical activity (PA) programs in the older adults. The present study was conducted to investigate the effects of morning vs. afternoon PA on postural control in institutionalized older adults. Ten older adults living in a nursing home were recruited and randomly separated into two groups who follow a 3-month multimodal exercise program that was performed in the morning (ME; $n = 5$) or the afternoon (AE; $n = 5$). Postural control was assessed with a force platform at baseline and post-intervention, at the following times: 8:00, 11:00, 14:00 and 17:00. The displacements of centre of feet pressure were recorded. Following the exercise intervention, results showed that postural control significantly improved in the AE group, whereas no significant differences were observed in the ME group. In the AE group, significant improvements were only observed at 8:00. These results illustrate that exercising in the afternoon produced improvement of older adults' postural control in the morning, when postural control of elderly subjects is peaking, whereas postural control did not improve when participants exercised in the morning. Afternoon would be the best period to implement exercise sessions dedicated to improve postural control in older subjects. Nevertheless, with a higher risk of falling in the afternoon due to worse postural control than in the morning, training in in the afternoon with older subjects should be conducted with great caution under the supervision of PA professionals.

Keywords: postural control, physical activity, elderly, chronobiology, prevention of falls.

2. Introduction

Postural control is essential in daily life in order to maintain an upright stance without falling. It requires the central integration of sensory cues from visual, vestibular and somatosensory receptors and the proper control of antigravity muscles (Paillard 2017a). Age-related deficits in either the sensory, central or motor component of the postural control system are likely to result in an alteration of postural control which may ultimately lead to falls (Laughton et al., 2003; Melzer et al., 2004). Falls are the leading cause of accidental death among persons aged ≥ 65 years (Burns and Kakara, 2018). When they are not fatal, falls are associated with physical, psychological and social consequences (Nachreiner et al., 2007). Regular physical activity (PA) can prevent falls or reduce their consequences by improving postural control in older adults (de Andrade et al., 2013; Debove et al., 2017; Gauchard et al., 2003). Hence, supervised PA programs are implemented for elderly residents in long-term care facilities as an intervention strategy to prevent falls (Rolland et al., 2007; Silva et al., 2013). Nevertheless, due to economic and organizational constraints, the time dedicated to PA is often reduced in long-term care facilities, thus challenging the healthcare staff who tries to optimize the PA interventions modalities in order to maximize their effectiveness.

Among the various PA interventions that can be implemented, it has been widely demonstrated that multimodal exercise programs were the most beneficial for preventing falls in older adults, by improving multiple physical components such as strength, endurance, balance, flexibility, gait, and mobility (Lee and Kim, 2017; Rolland et al., 2007; Silva et al., 2013). The time of day when people exercise is also a key factor that can influence the optimization of physical performance and enhance the effectiveness of a PA program (Burley et al., 2016; Chtourou and Souissi, 2012; Heishman et al., 2017; K  usmaa et al., 2016; Seo et al., 2013). The effects of time of day on physical performance are well established and physical performance peaks in the afternoon with morning nadirs (Chtourou and Souissi,

2012; Seo et al., 2013). Musculoskeletal adaptations would be optimized when training is performed while physical performance is peaking at the end of the afternoon (Burley et al., 2016; Heishman et al., 2017; K  usmaa et al., 2016; K  usmaa-Schildt et al., 2017). Postural control also fluctuates during the day. Because it relies on sensory, central and motor components that can have independent variations throughout the day (Alfuth and Rosenbaum, 2011; Anderson et al., 2014; Golombek and Rosenstein, 2010; Paillard et al., 2016), postural control displays specific daily fluctuations which may not be directly related to the variations in physical performance (Korchi et al., 2019; Paillard et al., 2016). In older people, postural control is better in the morning than in the afternoon (Jorgensen et al., 2012; Paillard et al., 2016), most likely due to cognitive function peaking in the morning with these subjects (Anderson et al., 2014; Korchi et al., 2019). Hence, with a reduced risk of falling, the morning can be viewed as an optimal period to implement PA sessions dedicated to improve postural control in older subjects. Nevertheless, no study has specifically investigated the effects of morning vs. afternoon training on postural control. Hence the aim of the present study was to investigate the influence of PA performed at two different times of day on postural control in institutionalized older adults. It was hypothesized that PA programs would produce higher beneficial effects on postural control when training was performed in the morning rather than in the afternoon.

3. Materials and methods

3.1. Participants

This study took place between March and June in two nursing homes located in the northern hemisphere. Ten participants - six women and four men [medians (IQR): age 87.5 (12.5) years old, height: 166.0 (10.3) cm, weight: 66.3 (9.9) kg] volunteered to participate in the study. They were randomly separated into two groups: the ME (n = 5) and the AE (n = 5)

groups, whose members were involved in a multimodal exercise program that was performed exclusively in the morning or exclusively in the afternoon respectively. Exclusion criteria were the following : a documented balance control or gait disorder that could impede the participants to perform balance assessments, hip, knee or ankle trauma in the past 2 years, any lesion of the foot skin support surface; severe ankylosis of a large lower limb joint (hip, knee, ankle); low vision despite correction; neurological, mental or cognitive disorders, pulmonary or cardiac problems (e.g. coronary artery disease, myocardial infarction, congestive heart failure, permanent or paroxysmal heart rhythm disturbances, poorly controlled hypertension) that could restrict or preclude the participation in physical exercise. Verbal and written consent was obtained from the residents or from their legal guardian or a family member before starting the experiment, which was conducted in accordance with the Helsinki Declaration.

3.2. Exercise intervention

The multimodal exercise program consisted of 60 min of supervised exercise sessions performed three times a week for three months. Each exercise session was supervised by the same exercise scientist. It included walking, strength, flexibility, coordination and balance training. Each session began with a 10-minute warm-up routine. Then participants had to perform a 20-minute walk on an inside walking trail, during which they had to avoid obstacles by changing direction. They were also encouraged to walk fast to reach moderate breathlessness but not exhaustion. Afterwards, strength, balance and coordination training exercises were interspersed during a 20-minute period. Strength training was conducted with sit-to-stand exercises while using chairs at different heights (55 cm, 51 cm, 47 cm, and 43 cm) in order to modulate intensity. Participants also had to perform single-leg extensions with weights on the ankle and calf extensions from a sitting position with weight on the thighs. Balance training consisted of keeping balance for 20-30 seconds or throwing a ball into a

target with different positions of the feet. Coordination exercises took the form of ball games as well as imitation exercises. Finally, a 10-minute stretching routine was held at the end of the session as a cool-down phase when attention was focused on breathing. A demonstration of each exercise was made by the scientist who supervised the exercise sessions while also communicating with simple language. Exercises were individualized according to the constraints and attributes of each participant and began at very light intensities. As the exercise intervention progressed, participants were subjected to motor “overload” achieved by a slow and gradual increase of the exercises intensity and complexity (de Andrade et al., 2013). The ME group exercised between 10:00 and 12:00 and the AE group exercised between 14:00 and 16:00. Both the ME and AE groups conducted similar training sessions.

3.3. Measurements

Postural control was assessed in the early morning at 8:00, in the late morning at 11:00, in the early afternoon at 14:00 and in the late afternoon at 17:00 before (PRE) and after (POST) the three-month exercise intervention. Participants performed these four testing sessions in a random order during the same week. They were instructed to stand barefoot and sway as little as possible for 30 seconds on stable ground with the eyes open (_EO), while looking at a 1 cm² target positioned at a distance of 2 meters at eye-level, and with the eyes closed (_EC), while keeping their gaze in the direction of the target. Their feet formed an angle of 30° with a 2 cm spacing between the heels. Data acquisition was always preceded by a familiarization trial. A force platform (Stabilotest[©], Techno ConceptTM, Mane, France) was used to record the centre of pressure displacements (COP) at a 40 Hz sampling frequency. COP surface area (COP_S: 90% confidence ellipse), mean resultant COP velocity (COP_R) and its components along the medio-lateral (COP_X) and anterior-posterior (COP_Y) axis were calculated.

3.4. Statistical analysis

After testing the normality of the dataset with the Shapiro-Wilk test, nonparametric tests were applied as most of the variables did not meet the normality assumption. PRE and POST measurements were compared within each group at different assessment times (8:00, 11:00, 14:00, 17:00) with Wilcoxon signed-rank tests in order to test the effect of the PA program and to characterize at which time of day this effect occurred. Then, the relative increases between the PRE and POST conditions were calculated (Relative increase = (POST - PRE) ÷ PRE) at each time point (8:00, 11:00, 14:00, 17:00) and compared between the ME and AE groups with a Wilcoxon-Mann-Whitney test. The significance level was set at $P < 0.05$ and tendencies were reported when $0.05 \leq P < 0.1$. Statistical analyses were performed with R statistical software (R Core Team, 2014).

4. Results

Table 1 presents the median and interquartile range of postural control variables in the ME and AE groups in PRE and POST conditions. In the AE group, two variables reached significance between PRE and POST values: COP_{S_EC} and COP_{X_EC} , significantly decreased from PRE to POST at 8:00 ($V = 21, P = 0.03$; $V = 21, P = 0.03$ respectively). Moreover, COP_{S_EO} tended to be reduced from PRE to POST at 11:00 ($V = 18, P = 0.06$) and COP_{R_EC} tended to be reduced from PRE to POST at 14:00 ($V = 19, P = 0.09$). In the ME group, no significant differences were observed.

Table 1. PRE and POST values of postural control parameters [medians (IQR)] at each instant (8:00, 11:00, 14:00 and 17:00) in both groups (ME and AE).

Variables	Group	8:00		11:00		14:00		17:00	
		PRE	POST	PRE	POST	PRE	POST	PRE	POST
COP _s _EO	ME	391.25 (490.89)	228.61 (292.75)	226.12 (315.10)	224.46 (305.11)	212.76 (435.21)	184.54 (284.88)	197.38 (192.28)	244.69 (276.10)
	AE	208.59 (249.66)	255.59 (247.67)	327.90 (188.58)	251.72 (141.36) [§]	280.68 (252.97)	213.10 (121.65)	297.63 (163.13)	242.76 (143.21)
COP _x _EO	ME	7.42 (4.38)	8.82 (4.28)	7.60 (4.59)	8.27 (3.69)	9.03 (5.29)	9.40 (4.93)	8.31 (4.10)	8.61 (3.89)
	AE	9.96 (5.48)	8.46 (2.46)	10.68 (2.25)	7.95 (2.89)	9.49 (3.04)	8.44 (1.12)	10.14 (3.74)	9.20 (3.14)
COP _y _EO	ME	10.28 (6.60)	12.92 (8.97)	7.97 (7.71)	14.96 (5.19)	10.99 (4.87)	13.41 (9.51)	8.11 (4.97)	10.66 (4.40)
	AE	11.55 (8.49)	11.99 (9.89)	17.57 (8.63)	12.99 (7.35)	13.85 (8.39)	13.75 (9.77)	15.27 (10.87)	15.90 (11.32)
COP _r _EO	ME	14.02 (8.60)	17.30 (9.72)	11.79 (7.56)	18.10 (6.78)	15.80 (7.73)	17.76 (12.15)	12.89 (6.98)	14.95 (6.90)
	AE	16.04 (11.29)	16.91 (10.94)	22.44 (7.87)	17.16 (8.11)	17.51 (8.77)	17.59 (9.73)	20.38 (12.38)	20.80 (12.93)
COP _s _EC	ME	319.05 (323.75)	475.30 (142.16)	671.28 (383.11)	221.78 (254.13)	203.30 (493.57)	304.53 (345.72)	579.76 (300.46)	450.50 (178.57)
	AE	544.27 (182.67)	336.18 (208.42) [*]	484.51 (247.99)	449.25 (360.66)	558.64 (329.37)	344.91 (90.59)	514.81 (235.17)	575.25 (644.62)
COP _x _EC	ME	9.56 (4.48)	11.08 (1.01)	11.14 (3.87)	9.95 (1.36)	9.14 (3.66)	10.39 (3.64) [§]	13.90 (3.07)	10.81 (3.34)
	AE	13.32 (3.14)	13.18 (2.46) [*]	12.60 (5.14)	10.98 (3.41)	12.96 (3.14)	11.39 (2.49)	12.26 (3.97)	13.87 (4.59)
COP _y _EC	ME	10.23 (3.36)	16.59 (3.35)	9.60 (3.48)	14.79 (3.26)	12.29 (4.36)	16.97 (2.06)	13.45 (3.95)	15.28 (3.88)
	AE	15.49 (8.75)	20.64 (15.62)	18.42 (5.71)	18.32 (9.98)	19.41 (12.61)	19.91 (15.21)	22.90 (13.35)	23.90 (14.11)
COP _r _EC	ME	14.69 (5.59)	21.57 (3.24)	16.32 (5.71)	19.50 (3.90)	17.04 (6.32)	21.67 (4.18)	19.46 (4.48)	20.11 (5.37)
	AE	22.31 (8.74)	26.45 (14.51)	24.51 (4.69)	23.87 (10.54)	24.82 (14.67)	23.97 (16.41)	28.52 (14.33)	31.62 (6.48)

ME = morning exercise group; AE = afternoon exercise group. EO = eyes open; EC = eyes closed; PRE = pre-exercise intervention values; POST = post-exercise intervention values; * illustrates a significant difference between PRE and POST values ($P < 0.05$); § illustrates a tendency ($0.05 \leq P < 0.1$).

Table 2 illustrates the median and interquartile range of relative increases between PRE and POST at each instant. Significant differences were observed between the ME and AE groups on COP_X_EC and COP_R_EC at 14:00 ($W = 0, P = 0.02$), the AE group being characterized by negative increases and the ME group by positive increases. One could also observe a tendency ($W=2, P = 0.09$) on COP_S_EC at 8:00, with the ME group displaying a positive increase and the AE group a negative increase.

Table 2. Relative increases between PRE and POST values [medians (IQR)] at each instant (8:00, 11:00, 14:00 and 17:00) for both groups (ME and AE).

Variables	Group	8:00	11:00	14:00	17:00
COP _S _EO	ME	0.03 (0.25)	-0.33 (0.20)	-0.29 (0.42)	0.21 (0.18)
	AE	0.23 (0.20)	-0.31 (0.17)	-0.20 (0.22)	-0.04 (0.11)
COP _X _EO	ME	0.10 (0.12)	0.13 (0.29)	0.00 (0.33)	0.04 (0.08)
	AE	-0.09 (0.28)	-0.12 (0.32)	0.03 (0.46)	-0.02 (0.19)
COP _Y _EO	ME	0.02 (0.34)	0.79 (0.43)	-0.17 (0.22)	0.22 (0.24)
	AE	0.18 (0.42)	-0.22 (0.22)	-0.07 (0.24)	0.17 (0.58)
COP _R _EO	ME	0.02 (0.16)	0.42 (0.33)	-0.10 (0.25)	0.14 (0.17)
	AE	0.00 (0.27)	-0.20 (0.31)	-0.09 (0.25)	0.14 (0.36)
COP _S _EC	ME	0.49 (0.70)	-0.33 (0.19)	0.32 (0.53)	-0.30 (0.07)
	AE	-0.41 (0.35) [§]	-0.19 (0.26)	-0.22 (0.52)	-0.01 (0.80)
COP _X _EC	ME	0.16 (0.32)	-0.09 (0.20)	0.31 (0.28)	0.00 (0.13)
	AE	-0.04 (0.06)	-0.05 (0.50)	-0.06 (0.19) [*]	0.00 (0.37)
COP _Y _EC	ME	0.41 (0.19)	0.44 (0.57)	0.07 (0.39)	0.18 (0.10)
	AE	0.21 (0.33)	0.06 (0.15)	-0.04 (0.04)	0.12 (0.54)
COP _R _EC	ME	0.27 (0.27)	0.30 (0.33)	0.09 (0.31)	0.09 (0.05)
	AE	0.10 (0.20)	-0.06 (0.21)	-0.07 (0.08) [*]	0.09 (0.43)

ME = morning exercise group; AE = afternoon exercise group. EO = eyes open; EC = eyes closed. Negative increases characterize an improvement of postural control whereas positive increases are associated with a decline. ^{*} illustrates a significant difference between both groups ($P < 0.05$); [§] illustrates a tendency ($0.05 \leq P < 0.1$).

5. Discussion

This study investigated the effects of a three-month PA program performed either in the morning or in the afternoon on postural control in institutionalized older adults. Despite our initial hypothesis that PA programs would produce greater effects on postural control

when training was performed in the morning, our results showed that training in the afternoon provided greater benefits on postural control than morning training. Surprisingly, postural control of participants who exercised in the afternoon was mainly improved in the morning and postural control did not improve when participants exercised in the morning.

In young healthy subjects, it has been widely demonstrated that adaptations to resistance training are greater at the time of the day at which training is scheduled than at other times (e.g. Chtourou and Souissi, 2012; Zbidi et al., 2016). Further studies also assumed that afternoon training induced superior adaptations than morning training (Burley et al., 2016; Heishman et al., 2017; Kūusmaa et al., 2016; Kūusmaa-Schildt et al., 2017). While investigating the time-of-day effects of an acute resistance exercise session on the hypertrophic response, Burley et al. (2016) showed that training in the late afternoon provided a superior anabolic environment in order to optimize the muscle hypertrophic response, thanks to diminished catabolic process (reduced cortisol concentrations) and increased anabolic signalling (elevated insulin like growth factor-binding protein-3 levels). By contrast, exercising in the morning with high cortisol levels resulted in a catabolic environment attenuating protein synthesis (Burley et al., 2016). Despite non-univocal results about the long-term beneficial impact of afternoon vs morning training (Sedliak et al., 2018), these more favourable acute effects of afternoon training found here could explain the larger chronic musculoskeletal adaptations previously reported with afternoon training (Kūusmaa et al., 2016; Kūusmaa-Schildt et al., 2017). Similarly, the greater effect of afternoon training on postural control reported in the present study (characterized by the significant decrease of further COP parameters) could be explained by optimized musculoskeletal adaptations induced by afternoon PA, thus leading to a greater impact on the motor component of the postural control system. Optimizing the neuromuscular impact of PA programs by generating muscular hypertrophy is critical for elderly subjects in order to counteract the age-related

decline in muscle mass and muscle function which strongly affects postural control (Paillard, 2013; Paillard, 2017b). Knowing that elderly subjects demonstrate better postural control in the morning than in the afternoon (Jorgensen et al., 2012; Korchi et al., 2019; Paillard et al., 2016), participants might have more difficulty executing the balance exercises proposed in the PA program when they were performed in the afternoon than in the morning. With identical exercises involving a similar external training load, the internal training load and the associated physiological constraints would thus be higher when participants trained in the afternoon. Since the training-related adaptations are closely related to the internal training load (Vanrenterghem et al., 2017), this could also explain why training in the afternoon has led to greater improvements in postural control. Future studies should be conducted in order to examine the influence of training at different times of day on the physiological responses of elderly subjects.

Physical performance usually improves in young subjects at the time of training (Chtourou and Souissi, 2012; Zbidi et al., 2016). In the present study, even though the difference of relative increases between the ME and AE groups reached significance at 14:00, PRE and POST comparisons within each group were only significant in the AE group at 8:00 (with some tendencies towards improved postural at 11:00 and 14:00). Hence our results surprisingly illustrate that exercising in the afternoon produced improvements of older adults' postural control in the morning, i.e. at the time when postural control of elderly subjects is peaking. Postural control is a complex skill including sensory, central and motor components which can display specific fluctuations during the day (Alfuth and Rosenbaum, 2011; Anderson et al., 2014; Golombek and Rosenstein, 2010; Paillard et al., 2016). Because of a greater cortical contribution to postural control in elderly than young healthy subjects (Ozdemir et al., 2018), the better postural control in the morning than in the afternoon in these subjects could be related to the daily fluctuation of cognitive function, which is known to

peak early in human circadian rhythms (Anderson et al., 2014; Korchi et al., 2019). Hence one can hypothesize that following three-month PA program, the postural control system would have benefited from an enhanced motor potential (acquired through afternoon training which optimised the musculoskeletal adaptations) only at the time of day when cognitive functions are optimal, i.e., in the morning.

6. Conclusion

From a practical point of view, results from the present study suggest that the afternoon would be the best period to implement exercise sessions dedicated to improve postural control in older subjects. Nevertheless, with a higher risk of falling in the afternoon due to a worse postural control than in the morning (Jorgensen et al., 2012; Paillard et al., 2016; Korchi et al., 2019), training in in the afternoon with older subjects should be conducted with great caution. Hence supervised PA training programs conducted by clinicians, health or PA professionals should be preferred to unsupervised programs.

PARTIE III :
Discussion et conclusion générale

Chapitre 1 :
Discussion générale

La finalité de ces travaux de recherche devait permettre de clarifier les techniques de mise en œuvre des programmes d'AP adaptées pour personnes âgées institutionnalisées. À ce titre, des programmes d'AP adaptés réalisés pieds nus ou au moment le plus opportun de la journée seraient susceptibles d'optimiser leurs effets sur le contrôle postural et la locomotion des personnes âgées. Ces programmes destinés à prévenir les chutes ont l'avantage d'être faciles à mettre en œuvre. Le premier objectif de ce travail a consisté à comparer les effets d'un programme multi-AP (force, endurance et équilibre) réalisé pieds nus à ceux d'un programme réalisé en chaussures sur le contrôle postural et la locomotion de personnes âgées institutionnalisées. Le second objectif visait à identifier le moment de la journée le plus opportun pour programmer des AP. En pratiquant le matin ou l'après-midi, le programme multi-AP induirait différentes adaptations sur le contrôle postural des personnes âgées.

Les différentes études de ce travail doctoral apportent des réponses théoriques et pratiques dans le cadre de l'optimisation des programmes d'AP adaptées visant à prévenir le risque de chute chez les personnes âgées institutionnalisées. Nos résultats ont ainsi montré qu'un programme multi-AP pratiqué pieds nus améliorerait davantage la sensibilité cutanée plantaire et le contrôle postural qu'un programme pratiqué avec des chaussures. Nous avons également pu mettre en évidence qu'un programme d'AP adaptées réalisé l'après-midi induisait des améliorations du contrôle postural plus marquées qu'un programme similaire réalisé le matin. Ces deux modalités de pratique permettent ainsi de maximiser à moindre coût les effets des programmes d'AP de prévention de la chute souvent mis en place dans les structures d'accueil pour personnes âgées.

1. Optimisation des programmes multi-activités : intérêt des exercices réalisés pieds nus sur le contrôle postural et la locomotion.

Cette première étude (article n°1) avait pour objectif d'établir d'une part la faisabilité de pratiquer pieds nus les exercices intégrés dans un programme multi-AP et d'autre part d'évaluer les bénéfices de la pratique pieds nus sur le contrôle postural, la locomotion et la sensibilité cutanée plantaires de personnes âgées institutionnalisées.

Parmi les 52 personnes âgées éligibles pour cette première étude, 29 ne remplissaient pas les critères d'inclusion. La principale raison était l'incapacité à marcher cinq mètres sans aucune aide technique. Ceci rendait impossible l'évaluation de la locomotion qui consistait à marcher sans aucune aide sur une distance de cinq mètres. L'incapacité de nombreux résidents à marcher sans aide peut résulter de la forte prévalence des troubles de la marche chez les personnes âgées. Effectivement, la majorité des personnes âgées de plus de 80 ans sont concernées (Mahlknecht et al., 2013) et la réalisation d'un protocole d'évaluation de la marche peut être très contraignante pour ces personnes. Il serait donc préférable de ne pas évaluer la marche afin d'inclure plus de participants dans d'éventuelles futures études à plus grande échelle visant à confirmer l'intérêt de la pratique d'AP pieds nus pour la prévention de la chute.

Les AP n'ont provoqué aucun évènement indésirable au cours de l'intervention. L'individualisation de l'entraînement, sa progressivité, la variété des contenus proposés et les précautions prises pour favoriser la réalisation des différents exercices en toute sécurité ont offert un contexte favorable pour obtenir une forte adhésion des participants. Les programmes multi-activités sont généralement bien acceptés par les personnes âgées (De Andrade et al., 2013 ; Rolland et al., 2007 ; Stubbs et al., 2015). La régularité est en effet fondamentale dans un programme d'AP destiné aux personnes âgées. Les adaptations à l'entraînement sont

supérieures si les exercices sont pratiqués fréquemment (Lesinski et al., 2015). Par rapport à la spécificité de notre étude, il faut noter que même si les participants du groupe BF (pratiquants pieds nus) pouvaient se déchausser et se chausser eux-mêmes, ils avaient besoin d'aide pour enlever et remettre leurs bas de contention à chaque séance. Les personnes âgées sont plus dépendantes que les personnes plus jeunes. Avec l'avancée en âge, des gestes simples de la vie quotidienne qui requièrent une certaine aisance motrice (comme mettre et ôter des chaussettes ou des bas de contention) se détériorent (Edjolo, Proust-Lima, Delva, Dartigues et Pérès, 2016 ; Paillard, 2018). Par conséquent, la mise en œuvre d'un programme d'AP incluant des exercices pieds nus nécessite l'intervention d'une ou plusieurs personnes compétentes pour intervenir auprès de personnes âgées. Un format de séance supervisée est donc préconisé. Les programmes d'AP supervisés sont d'ailleurs plus efficaces pour le développement du contrôle postural et de la force musculaire que des programmes non supervisés (Lacroix, Hortobagyi, Beurskens et Granacher, 2017). De plus, se mettre pieds nus peut potentiellement être vécu comme une contrainte pour les personnes âgées. Le pied de la personne âgée subit des déformations morphologiques parfois importantes. Ceci peut limiter la motivation et les capacités motrices des personnes âgées dans la réalisation des exercices pieds nus. Toutefois, malgré la fragilité de la peau des personnes âgées, aucune irritation cutanée due aux exercices pieds nus n'a été rapportée. Les personnes ayant pratiqué avec des chaussures n'étaient pas directement impactées par ces contraintes.

Les valeurs des variables posturales de COP issues de notre première étude sont conformes à celles rapportées par les études menées chez les personnes âgées (e.g. Hue et al., 2004 ; Melzer et al., 2004). Lorsque les participants étaient évalués sur support stable, l'ACP (et notamment la première composante qui explique 68,8 % de la variance totale) a permis de mettre en évidence davantage d'améliorations du contrôle postural pour les individus du groupe BF que pour ceux du groupe SH. Aucune amélioration notable du contrôle postural

n'était observable chez les individus du groupe contrôle (groupe C). Ce résultat confirme donc notre hypothèse initiale et montre que chez des personnes très âgées (> à 85 ans) vivant en institution, pratiquer des exercices pieds nus dans un programme multi-AP a des effets plus marqués sur le contrôle postural qu'une pratique chaussée. L'amélioration du contrôle postural des participants du groupe BF pourrait résulter d'une optimisation de la fonction motrice, des entrées sensorielles et/ou de leur intégration (Paillard, 2017a). Les résultats de la présente étude sur la sensibilité cutanée plantaire ont montré que l'acuité tactile au niveau de la première tête métatarsienne et de l'hallux s'améliorait principalement chez les personnes du groupe BF. Ce résultat appuie l'hypothèse d'une amélioration du contrôle postural chez les participants du groupe BF grâce à des adaptations des composantes sensorielles et/ou intégratives du système de contrôle postural. Le déclin de la sensibilité cutanée plantaire avec l'âge est fréquent (Machado et al., 2017 ; Perry, 2006). Malgré le vieillissement, le système sensori-moteur bénéficie toujours d'une certaine plasticité qui peut être stimulée en sollicitant notamment les mécanorécepteurs cutanés plantaires (Palluel et al., 2008). Plusieurs études ont en effet montré que le port au long cours de semelles texturées induisait des effets bénéfiques sur le contrôle postural et la locomotion (Annino et al., 2018 ; Dixon et al., 2014 ; Lirani-Silva et al., 2017). Lirani-Silva et al. (2017) postulent qu'en stimulant les afférences cutanées plantaires régulièrement, leur représentation dans le cortex somatosensoriel primaire s'affine. Des mécanismes similaires peuvent être proposés pour expliquer les améliorations combinées de la sensibilité cutanée plantaire et du contrôle postural observées chez les participants du groupe BF.

Même si la présente étude ne comportait pas d'évaluations de la force musculaire, il est possible que la pratique pieds nus des exercices utilisés dans le programme multi-activités physiques ait pu impacter positivement la composante motrice du système de contrôle postural chez les participants du groupe BF. Franklin et al. (2015) et Vieira et al. (2015) ont

en effet rapporté qu'en plus de stimuler les afférences cutanées plantaires, marcher pieds nus modifiait les paramètres de la locomotion ce qui pouvait engendrer une augmentation du niveau d'activation des muscles antérieurs et postérieurs des jambes et de divers muscles érecteurs du rachis. Marcher pieds nus peut également renforcer les muscles intrinsèques du pied et modifier l'architecture plantaire ce qui permet une meilleure absorption des chocs (McKeon et al., 2015 ; Vieira et al., 2015). Marcher pieds nus peut aussi augmenter l'activation des muscles éverseurs et inverseurs du pied (Franklin et al., 2015), ce qui peut potentiellement participer à réduire les oscillations posturales dans le plan frontal (Winter et al., 1996). L'absence d'amélioration du contrôle postural chez les individus des groupes C (ne pratiquant aucune AP) et SH (pratiquants en chaussures) renforce l'intérêt de la stimulation des mécanorécepteurs cutanés plantaires par des exercices pieds nus (Franklin et al., 2015 ; Robbins et al., 1992 ; Vieira et al., 2015). Aucune amélioration du contrôle postural n'a été relevée dans la condition posturale sur bloc de mousse, y compris chez les personnes du groupe BF. Ceci illustre la spécificité des adaptations posturales liées aux exercices de l'équilibre (Paillard, 2017a). En incluant des exercices d'équilibre effectués uniquement sur une surface ferme, le programme multi-AP a permis d'améliorer le contrôle postural uniquement en condition stable. Les participants du groupe BF qui ont amélioré leur sensibilité cutanée plantaire n'ont ainsi pas pu bénéficier de cette adaptation lorsqu'ils ont été évalués sur une surface compliant qui perturbe la sensibilité cutanée plantaire (Patel et al., 2011).

Les paramètres spatio-temporels et de variabilité de la marche issue de notre étude présentent des valeurs semblables à celles rapportées dans la littérature (Kirkwood et al., 2016 ; Mahlknecht et al., 2013 ; McKay et al., 2017 ; Rolland et al., 2007). Plus précisément, au regard de l'étude de Kirkwood et al. (2016) les valeurs rapportées dans la présente étude étaient plus proches des valeurs du groupe des personnes âgées (≥ 80 ans) que de celles des

trois autres groupes (65-69, 70-74 et 75-79). Conformément aux précédents résultats de Franklin et al. (2015), la vitesse de marche était plus faible en marchant pieds nus qu'en portant des chaussures. Comme le suggèrent Franklin et al. (2015), les personnes âgées sont moins habituées à marcher pieds nus qu'avec leurs propres chaussures. Ceci a tendance à réduire la vitesse de marche lorsque les personnes âgées sont pieds nus. L'amélioration des afférences cutanées plantaires en marchant pieds nus ou avec des semelles texturées peut entraîner des ajustements bénéfiques des paramètres de la marche à court terme (Franklin et al., 2015 ; Hatton et al., 2016). Seules quelques études s'intéressant aux effets à long terme ont montré des augmentations des paramètres de marche après avoir porté des semelles texturées pendant quelques semaines (Dixon et al., 2014 ; Lirani-Silva et al., 2017). Kalron et al. (2015) n'ont cependant relevés aucun changement. De la même façon, ni les paramètres spatio-temporels ni les paramètres de variabilité de la marche n'ont permis de différencier les groupes dans notre étude. De ce fait, l'influence à long terme d'une stimulation accrue des afférences cutanées plantaires sur la marche demeure incertaine et nécessite la conduite de nouvelles recherches.

La principale limite de cette étude était la petite taille de l'échantillon, qui ne nous a pas permis d'utiliser des statistiques inférentielles. Nous avons donc opté pour une approche descriptive avec une ACP. L'ACP est un modèle statistique basé sur un processus analytique où une matrice de corrélation est réalisée sur un grand nombre de données d'entrée. Cette méthode permet d'explorer les liaisons entre les données d'entrée et fournit en sortie une vision résumée de l'évolution des données associée à un traitement expérimental donné en réduisant le nombre de variables à analyser. L'interprétation d'une ACP peut parfois être biaisée avec de petits échantillons, puisque le calcul de chaque coefficient de corrélation de la matrice de corrélation est sensible aux valeurs extrêmes (i.e. aux valeurs aberrantes). Néanmoins, les valeurs de notre ensemble de données étaient cohérentes et conformes à celles

rapportées dans la littérature avec les personnes du même âge (e.g. Hue et al., 2004 ; Kirkwood et al., 2016 ; Mahlknecht et al., 2013 ; McKay et al., 2017 ; Melzer et al., 2004 ; Rolland et al., 2007). MacCallum et al. (1999) indiquent que dans ces conditions, l'influence de la taille de l'échantillon est fortement réduite et que l'ACP peut produire des résultats fiables en termes d'interprétation. De plus, MacCallum et al. (1999) ont également ajouté que lorsque la communalité des variables mesurées était élevée (i.e. supérieure à 0,7), l'influence de la taille de l'échantillon diminuait. Dans notre ensemble de données, puisque la plupart des variables présentaient des valeurs élevées de communalité, on peut considérer que la taille réduite de notre échantillon avait une influence négligeable sur les résultats de l'ACP. L'anthropométrie et les différences d'âge entre les groupes pourraient également agir comme facteurs confondants avec un petit échantillon. Il faut donc faire preuve de prudence lorsqu'il s'agit de généraliser ces résultats. Une autre limite à prendre en compte dans la présente étude est l'absence d'une mesure de la force musculaire. La capacité de production de force musculaire des fléchisseurs plantaire est importante pour l'équilibre postural chez les personnes âgées (Bok et al., 2013 ; Ema et al., 2016). Les exercices pieds nus peuvent potentiellement améliorer la force musculaire des muscles de la cheville (Franklin et al., 2015 ; McKeon et al., 2015 ; Vieira et al., 2015). Par conséquent, les futures études devraient inclure une évaluation de la force musculaire des muscles de la cheville.

2. Optimisation des programmes multi-activités : quand pratiquer ?

De nombreuses études ont démontré qu'un programme multi-AP (équilibre, renforcement musculaire, marche, etc.) est plus efficace qu'un autre type de programme en matière de prévention des chutes (Cameron et al., 2012 ; Lee et Kim, 2017). Notre première étude a permis d'y ajouter une dimension sensorielle en lien avec le contrôle postural, en soulignant l'intérêt d'une stimulation accrue des afférences cutanées plantaires par la pratique d'exercices pieds nus. Plusieurs études constatent que le contrôle postural varie au cours de la

journée (Gribble et al., 2007 ; Jorgensen et al., 2012 ; Kwon et al., 2014 ; Paillard et al., 2016 ; Son, 2017). Il est moins efficace l'après-midi par rapport au matin chez des personnes âgées atteintes par la maladie d'Alzheimer (Paillard et al., 2016) et des personnes âgées vivant dans des structures collectives d'hébergement (Jorgensen et al., 2012). Ces variations peuvent accentuer le risque de chute l'après-midi chez les personnes âgées. Une étude préliminaire a été mise en place afin de déterminer les variations quotidiennes du contrôle postural, de la locomotion et de la sensibilité cutanée plantaire chez des personnes âgées institutionnalisées. Dans cette étude, il était également question d'identifier la relation entre les variations quotidiennes de la sensibilité cutanée plantaire avec celles du contrôle postural et de la locomotion. Par la suite, le second objectif de ce travail doctoral devait déterminer les effets d'un programme multi-AP réalisé le matin ou l'après-midi sur le contrôle postural de personnes âgées institutionnalisées.

Les résultats de notre étude préliminaire (article n°2) ont montré que le contrôle postural était meilleur le matin que l'après-midi chez des personnes âgées institutionnalisées. La vitesse de déplacement du centre des pressions était en effet supérieure à 14h00 par rapport au matin. Ces résultats corroborent ceux de Paillard et al. (2016) et de Jorgensen et al. (2012). La locomotion présentait également des variations au cours de la journée avec une amélioration entre le début de la matinée et la fin de la matinée. Les paramètres spatiaux de la marche (longueur du pas et longueur de l'enjambée) augmentaient durant la matinée et se maintenaient ensuite jusqu'en fin d'après-midi. Les paramètres de variabilité de la marche (variabilité du temps d'appui et variabilité du double temps d'appui) suivaient la même évolution au cours de la journée. La variabilité de la marche augmentait entre la fin de la matinée et l'après-midi. Ces résultats sont conformes à ceux de Bessot et al. (2015) qui ont évalué la marche chez de jeunes adultes. La longueur du pas et la variabilité de la marche étaient plus faibles en début de matinée qu'en fin d'après-midi. Néanmoins, en ayant évalué

ces paramètres à deux périodes de la journée (8:00 et 18:00), ces auteurs n'ont pas pu analyser précisément les variations quotidiennes de la marche. Il faut souligner que nos résultats diffèrent de ceux de Paillard et al. (2016) dans certains cas. Ces auteurs ont rapporté que la vitesse de marche augmentait alors que la plupart des paramètres temporels diminuaient entre le début et la fin de l'après-midi chez des personnes âgées atteintes de la maladie d'Alzheimer. La moyenne d'âge des participants de notre étude et celle de Paillard et al. (2016) était similaire (≈ 85 ans). De ce fait, les différences dans les variations quotidiennes de la marche peuvent être spécifiquement attribuées à la maladie d'Alzheimer. Cette pathologie induit en effet des perturbations des rythmes circadiens et s'accompagne souvent d'un développement du syndrome du « coucher de soleil » qui se traduit par une forte agitation des patients en fin de journée (Khachiyants et al., 2011 ; Musiek et al., 2015).

Concernant les variations quotidiennes de la sensibilité cutanée plantaire, celles-ci se manifestaient uniquement au niveau de l'hallux où l'acuité tactile était meilleure en début d'après-midi. Chez de jeunes adultes, Alfuth et Rosenbaum (2011) ont rapporté que la sensibilité cutanée plantaire s'améliore légèrement au cours de la journée jusqu'en fin d'après-midi. Néanmoins, ces auteurs ont mis en avant que l'évolution de la sensibilité cutanée plantaire était corrélée aux variations de l'activité locomotrice. De ce fait, les variations de la sensibilité cutanée plantaire qu'ils ont pu observer refléteraient plutôt un processus d'adaptation des mécanorécepteurs cutanés plantaires en lien avec l'activité locomotrice plutôt qu'une rythmicité circadienne. Comme cela est classiquement observé avec des personnes âgées institutionnalisées (Kolanowski et al., 2006), les participants de notre étude passaient la majeure partie de la journée assis ou couchés, avec des activités locomotrices extrêmement limitées. Par conséquent, ils n'ont pas pu tirer un quelconque bénéfice de leurs activités locomotrices sur la sensibilité cutanée plantaire. Ceci pourrait expliquer la diminution de

l'acuité tactile observée l'après-midi, traduisant une spécificité des variations quotidiennes de la sensibilité cutanée plantaire chez les personnes âgées institutionnalisées.

En considérant l'ensemble de ces résultats, le contrôle postural régressait principalement en début d'après-midi et la locomotion s'améliorait entre le début et la fin de la matinée, avec une légère détérioration de la sensibilité cutanée plantaire au niveau de l'hallux en début d'après-midi. Ainsi, pour les personnes âgées qui chutent fréquemment (Damián et al., 2013), il existerait une période optimale en fin de matinée avec un risque de chute réduit. Inversement, l'après-midi serait le moment le moins favorable avec un risque de chute élevé dû à l'association d'une détérioration du contrôle postural et d'une augmentation de la variabilité de la marche (Alexander, 1994 ; Hausdorff et al., 2001 ; Maki, 1997 ; Pizzigalli et al., 2016). Néanmoins, en raison d'une grande variabilité entre les participants, il était difficile de déterminer précisément l'influence de la sensibilité cutanée plantaire sur le contrôle postural et la locomotion. Par conséquent, une analyse en cluster (classification ascendante hiérarchique) a été effectuée pour déterminer s'il existait plusieurs profils de variation de la locomotion, du contrôle postural et de la sensibilité cutanée plantaire au sein de notre effectif. Cette analyse nous a également permis de préciser la relation entre les variations de la sensibilité cutanée plantaire et celles du contrôle postural et de la locomotion.

Pour la plupart des variables de la locomotion, du contrôle postural et de la sensibilité cutanée plantaire, la CAH (classification ascendante hiérarchique en clusters) a mis en évidence trois sous-groupes de participants qui présentaient des profils de variations similaires. Une relation statistiquement significative a été retrouvée entre les variables posturales et la sensibilité cutanée plantaire de l'hallux. Le degré d'association des variables posturales et des variables de sensibilité cutanée plantaire a été analysé en appliquant un test exact de Fisher sur des tables de contingence construites en assignant pour chaque variable (de sensibilité cutanée plantaire et de posture) le numéro de cluster d'appartenance des

participants. Nous avons ainsi pu montrer que les participants du cluster 1 des variables posturales appartenaient également au cluster 1 de sensibilité plantaire de l'hallux. Ces clusters réunissent les participants ayant le meilleur niveau de contrôle postural et de sensibilité cutanée plantaire ainsi que des variations modérées pendant la journée. Une relation similaire a été observée entre la sensibilité cutanée plantaire et les paramètres de la marche. Ces résultats confirment l'importance de la sensibilité cutanée plantaire dans le contrôle de l'équilibre et la locomotion (Eils et al., 2004 ; Kavounoudias et al., 1998 ; Perry, 2006 ; Taylor et al., 2004). Les résultats de la présente étude ont également mis en évidence la présence d'une relation entre l'amplitude des variations quotidiennes des paramètres étudiés et le niveau initial des participants. Les individus qui étaient les plus performants en termes d'acuité tactile, de contrôle postural et de la locomotion présentaient des variations quotidiennes peu marquées. À l'inverse, les participants les moins performants présentaient des variations quotidiennes plus importantes. Dans un contexte expérimental différent, Burgio et al. (2001) ont fait état de résultats concordants en étudiant les variations au cours de la journée des perturbations vocales chez des personnes âgées institutionnalisées atteintes de démence. Ils ont montré que le groupe de résidents ayant obtenu les scores les plus élevés aux tests cognitifs était moins sujet à des variations de ces comportements au cours de la journée. À l'inverse, les résidents ayant des scores peu élevés aux tests cognitifs étaient aussi ceux pour qui ces comportements variaient davantage au cours de la journée (Burgio et al., 2001). Néanmoins, même si la relation entre la sensibilité cutanée plantaire et le contrôle de l'équilibre / la locomotion est évidente, le déclin du contrôle postural et de la locomotion observé en début d'après-midi n'est pas associé à une baisse de sensibilité cutanée plantaire, l'acuité tactile étant meilleure à ce moment de la journée. Il semble difficile d'expliquer ce déclin de l'après-midi par une dégradation des qualités physiques à ce moment de la journée puisque la plupart des qualités physiques sont à leur apogée l'après-midi ou en début de soirée

(Chtourou et Souissi 2012 ; Racinais et al. 2005). Il faut rappeler que le contrôle postural chez les personnes âgées repose davantage sur la fonction cognitive avec une plus grande implication corticale que chez les jeunes adultes (Ozdemir et al., 2018). Or la fonction cognitive subit des variations circadiennes spécifiques et est optimale le matin chez les personnes âgées (Anderson et al., 2014). L'hypothèse d'une influence essentiellement centrale pourrait alors être évoquée pour expliquer les variations quotidiennes du contrôle postural et de la locomotion. Des études complémentaires devraient ainsi être conduites afin de spécifier les relations qui sont susceptibles d'exister entre les variations quotidiennes du contrôle postural et de la locomotion et les variations de la fonction cognitive au cours de la journée chez les personnes âgées.

L'étude préliminaire que nous avons réalisée (article n° 2) a permis de confirmer les conclusions de Jorgensen et al. (2012) et Paillard et al. (2016) en montrant que le contrôle postural de personnes âgées institutionnalisées était optimal en fin de matinée et se détériorait en début d'après-midi. D'un point de vue pratique, on pourrait logiquement considérer que les personnes âgées seraient dans de meilleures dispositions pour pratiquer une AP le matin comparativement à l'après-midi, avec des effets d'entraînement associés plus marqués. Or, les résultats présentés dans l'article n°3 montrent que réaliser un programme multi-AP l'après-midi développe davantage le contrôle postural que lorsque le même programme est réalisé le matin. La pratique du matin permet simplement de maintenir le niveau de contrôle postural sans engendrer de progrès particulier.

Plusieurs études ont avancé l'idée qu'un entraînement engendrait davantage de progrès lorsqu'il était réalisé l'après-midi comparativement au matin (Burley et al., 2016 ; Heishman et al., 2017 ; Küüsmäa et al., 2016 ; Küüsmäa-Schildt et al., 2017). L'augmentation de certains marqueurs de l'hypertrophie et la diminution de la sécrétion de cortisol seraient plus importantes l'après-midi que le matin (Burley et al., 2016). Les concentrations en cortisol

(dont la fonction est essentiellement catabolique) atteignent leur maximum vers 7h00 du matin, ce qui limiterait les effets hypertrophiques liés à l'entraînement de force musculaire (Burley et al., 2016). Même si les avantages au long cours d'une pratique l'après-midi par rapport au matin ne sont pas univoques (Sedliak et al., 2018), ces effets aigus pourraient expliquer certaines adaptations musculo-squelettiques chroniques plus marquées associées aux entraînements réalisés l'après-midi (Küüsmaa et al., 2016; Küüsmaa-Schildt et al., 2017). Dans notre troisième étude, les bénéfices sur le contrôle postural d'une AP programmée l'après-midi pourraient être attribués à des adaptations musculo-squelettiques optimisées à ce moment de la journée. Le programme d'AP aurait ainsi une incidence plus marquée sur la composante motrice du système de contrôle postural. Optimiser l'impact neuromusculaire des programmes d'AP adaptées en favorisant la réponse hypertrophique est capital pour les personnes âgées afin de limiter la perte de masse musculaire. Le déclin de la fonction musculaire associé au vieillissement a en effet un impact négatif majeur sur le contrôle postural (Paillard, 2013 ; Paillard, 2017b). Sachant que le contrôle postural des personnes âgées est meilleur le matin que l'après-midi (Jorgensen et al., 2012 ; Paillard et al., 2016), on peut aussi envisager que les participants ont eu plus de difficulté à réaliser les exercices d'équilibre proposés dans le programme d'AP lorsque ceux-ci étaient planifiés l'après-midi. Pour des exercices identiques impliquant un même niveau de charge externe d'entraînement, la charge de travail interne (contraintes physiologiques) engendrée par la réalisation des exercices a pu ainsi être supérieure lorsque les participants ont pratiqué l'après-midi par rapport au matin. Les adaptations générées par un entraînement étant étroitement liées au niveau de charge interne (Vanrenterghem, Nedergaard, Robinson et Drust, 2017), ceci pourrait aussi expliquer pourquoi pratiquer l'après-midi a engendré des améliorations plus importantes du contrôle postural. Des investigations complémentaires devraient être réalisées

afin de préciser la nature des réponses physiologiques à l'entraînement en fonction du moment de la journée chez les personnes âgées.

Chez les jeunes adultes, les adaptations associées à la réalisation d'un programme de renforcement musculaire sont plus marquées au moment de la journée où l'entraînement a été conduit (Chtourou et Souissi, 2012 ; Zbidi et al., 2016). Dans la présente étude (article n°3), les comparaisons entre les valeurs des paramètres posturaux évalués avant et après la période d'entraînement étaient significatives uniquement le matin à 8 heures, avec également une tendance en faveur d'une amélioration à 11 et 14 heures. Ces résultats montrent de manière étonnante que lorsque des personnes âgées s'entraînent l'après-midi avec un programme multi-activités, leur contrôle postural s'améliore principalement le matin, c'est-à-dire au moment de la journée où il est le plus efficace chez ces personnes. Le contrôle postural est un processus de régulation complexe qui intègre des composantes sensorielle, centrale et motrice qui peuvent avoir des fluctuations spécifiques au cours de la journée (Alfuth et Rosenbaum, 2011 ; Anderson et al., 2014 ; Golombek et Rosenstein, 2010 ; Paillard et al., 2016). La participation de la composante centrale est plus marquée chez les personnes âgées que chez les jeunes adultes du fait d'une contribution corticale plus importante dans les mécanismes de régulation posturale (Ozdemir et al., 2018). L'efficacité du contrôle postural plus marquée en matinée chez les personnes âgées peut ainsi être attribuée aux variations circadiennes de la fonction cognitive qui présente une acrophase en fin de matinée chez ces personnes (Anderson et al., 2014). On peut donc faire l'hypothèse que les participants de la présente étude, en s'entraînant l'après-midi, ont bénéficié d'un effet de transfert d'entraînement spécifique. Le système de contrôle postural aurait donc tiré profit des adaptations musculo-squelettiques optimisées par l'entraînement de l'après-midi au moment de la journée où les fonctions cognitives sont le plus optimales, c'est-à-dire le matin.

Chapitre 2 :
Conclusion générale

Ces travaux de recherche s'inscrivent dans le cadre général de la prévention de la chute, de l'étude du contrôle postural et de la locomotion. L'objectif général était d'optimiser les effets des programmes d'AP adaptées sur le contrôle postural et la locomotion des personnes âgées institutionnalisées en modulant les conditions de réalisation.

Les résultats suggèrent que la stimulation accrue des afférences cutanées plantaires par la pratique d'exercices pieds nus améliore la sensibilité cutanée plantaire et le contrôle postural des personnes âgées institutionnalisées. Même si des travaux complémentaires doivent être réalisés avec des échantillons plus importants pour confirmer ces conclusions, cette modalité de pratique apparaît pertinente pour optimiser les effets des programmes d'AP chez les personnes âgées. De par sa simplicité de mise en œuvre et ses bénéfices associés, la pratique pieds nus pourrait être intégrée parmi les recommandations cliniques concernant la prévention des chutes chez les personnes âgées. Il serait également intéressant d'intégrer des exercices de discrimination sensorielle avec des surfaces présentant des textures variées comme ceux proposés par Morioka et al. (2011) dans les séances d'AP réalisées pieds nus afin de maximiser les effets de ces séances. D'un point de vue pratique, il faudrait alors aménager les espaces dédiés aux AP adaptées en y intégrant des sols de différentes natures.

La troisième étude réalisée dans ce travail doctoral a également permis de mettre en évidence qu'un programme d'AP adaptées développait davantage le contrôle postural lorsqu'il était réalisé l'après-midi. Les potentielles implications cliniques d'un tel résultat sont évidentes. Néanmoins, l'AP est un facteur aigu d'exposition au risque de chutes. Les chutes surviennent en effet pendant les périodes où les personnes âgées sont les plus actives (Nachreiner, Findorff, Wyman et McCarthy, 2007). Le contrôle postural étant par ailleurs altéré l'après-midi chez les personnes âgées institutionnalisées (article n°2), le risque de chute est donc potentiellement accru lors des séances d'AP programmées l'après-midi. Il convient dès lors d'être particulièrement prudent lors de la mise en œuvre de ces séances qui devraient

nécessairement être supervisées par des professionnels compétents. Les résultats de la méta-analyse réalisée par Lacroix et al. (2017) ont d'ailleurs montré que la réalisation de séances d'AP supervisées engendrait des bénéfices plus marqués comparativement à des séances non supervisées. Les structures d'accueil pour personnes âgées devraient ainsi systématiquement recruter des professeurs d'AP adaptées dans le cadre de la prise en charge des personnes âgées institutionnalisées. Le soutien des politiques économiques dans le cadre du développement des AP adaptées au niveau départemental, régional, mais également national est indispensable pour accompagner les structures d'accueil comme les EHPAD dans cette démarche.

Références bibliographiques

- Aagaard, P., Suetta, C., Caserotti, P., Magnusson, S. P., et Kjaer, M. (2010). Role of the nervous system in sarcopenia and muscle atrophy with aging: strength training as a countermeasure. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, 20(1), 49-64.
<https://doi.org/10.1111/j.1600-0838.2009.01084.x>
- Abraira, V. E., et Ginty, D. D. (2013). The sensory neurons of touch. *Neuron*, 79(4), 618-639.
<https://doi.org/10.1016/j.neuron.2013.07.051>
- Accary, J. P., Reinberg, A., Lévi, F., et Nicolai, A. (1987). La chronobiologie : concepts et définitions. *Trait d'Union*, 2(4), 25-29.
- Adkin, A. L., Frank, J. S., Carpenter, M. G., et Peysar, G. W. (2002). Fear of falling modifies anticipatory postural control. *Experimental Brain Research*, 143(2), 160-170.
<https://doi.org/10.1007/s00221-001-0974-8>
- Adkin, A. L., Frank, J. S., et Jog, M. S. (2003). Fear of falling and postural control in Parkinson's disease. *Movement Disorders*, 18(5), 496-502.
<https://doi.org/10.1002/mds.10396>
- Agmon, M., Shochat, T., et Kizony, R. (2016). Sleep quality is associated with walking under dual-task, but not single-task performance. *Gait & Posture*, 49, 127-131.
<https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2016.06.016>
- Albinet, C., Bernard, P.-L., et Palut, Y. (2006). Contrôle attentionnel de la stabilité posturale chez la personne âgée institutionnalisée : effets d'un programme d'activité physique. *Annales de Réadaptation et de Médecine Physique*, 49(9), 625-631.
<https://doi.org/10.1016/j.annrmp.2006.06.004>

- Albrand, G., Munoz, F., Sornay-Rendu, E., DuBoeuf, F., et Delmas, P. D. (2003). Independent predictors of all osteoporosis-related fractures in healthy postmenopausal women: The OFELY Study. *Bone*, 32(1), 78-85. [https://doi.org/10.1016/S8756-3282\(02\)00919-5](https://doi.org/10.1016/S8756-3282(02)00919-5)
- Aldur, M. M., et Vucetic, R. (2005). A brief evaluation of neuroanatomy. *Neuroanatomy*, 4(1), 1.
- Alexander, G. E., et Crutcher, M. D. (1990). Functional architecture of basal ganglia circuits: neural substrates of parallel processing. *Trends in neurosciences*, 13(7), 266-271.
- Alexander, N. B. (1994). Postural control in older adults. *Journal of the American Geriatrics Society*, 42(1), 93-108. <https://doi.org/10.1111/j.1532-5415.1994.tb06081.x>
- Alfuth, M. (2017). Textured and stimulating insoles for balance and gait impairments in patients with multiple sclerosis and Parkinson's disease: a systematic review and meta-analysis. *Gait & Posture*, 51, 132-141. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2016.10.007>
- Alfuth, M., et Rosenbaum, D. (2011). Are diurnal changes in foot sole sensation dependent on gait activity? *Neuroscience Letters*, 504(3), 247-251. <https://doi.org/10.1016/j.neulet.2011.09.037>
- Allain, H., Bentué-Ferrer, D., Polard, E., Akwa, Y., et Patat, A. (2005). Postural instability and consequent falls and hip fractures associated with use of hypnotics in the elderly: a comparative review. *Drugs & Aging*, 22(9), 749-765. <https://doi.org/10.2165/00002512-200522090-00004>
- Alvarez, J. C., Dí az, C., Suárez, C., Fernández, J. A., González del Rey, C., Navarro, A., et Tolivia, J. (2000). Aging and the human vestibular nuclei: morphometric analysis.

Mechanisms of Ageing and Development, 114(3), 149-172.

[https://doi.org/10.1016/S0047-6374\(00\)00098-1](https://doi.org/10.1016/S0047-6374(00)00098-1)

Aman, J. E., Elangovan, N., Yeh, I.-L., et Konczak, J. (2015). The effectiveness of proprioceptive training for improving motor function: a systematic review. *Frontiers in Human Neuroscience*, 8. <https://doi.org/10.3389/fnhum.2014.01075>

Ambrose, A. F., Paul, G., et Hausdorff, J. M. (2013). Risk factors for falls among older adults: a review of the literature. *Maturitas*, 75(1), 51-61.

<https://doi.org/10.1016/j.maturitas.2013.02.009>

Amiridis, I. G., Hatzitaki, V., et Arabatzi, F. (2003). Age-induced modifications of static postural control in humans. *Neuroscience Letters*, 350(3), 137-140.

[https://doi.org/10.1016/S0304-3940\(03\)00878-4](https://doi.org/10.1016/S0304-3940(03)00878-4)

Andersen, B. B., Gundersen, H. J. G., et Pakkenberg, B. (2003). Aging of the human cerebellum: a stereological study. *The Journal of Comparative Neurology*, 466(3), 356-365. <https://doi.org/10.1002/cne.10884>

Anderson, J. A. E., Campbell, K. L., Amer, T., Grady, C. L., et Hasher, L. (2014). Timing is everything: age differences in the cognitive control network are modulated by time of day. *Psychology and Aging*, 29(3), 648-657. <https://doi.org/10.1037/a0037243>

Annino, G., Palazzo, F., Alwardat, M. S., Manzi, V., Lebone, P., Tancredi, V., ... Padua, E. (2018). Effects of long-term stimulation of textured insoles on postural control in health elderly. *The Journal of Sports Medicine and Physical Fitness*, (4).

<https://doi.org/10.23736/S0022-4707.16.06705-0>

Ansai, J. H., Aurichio, T. R., Gonçalves, R., et Rebelatto, J. R. (2016). Effects of two physical exercise protocols on physical performance related to falls in the oldest old: a

- randomized controlled trial. *Geriatrics & Gerontology International*, 16(4), 492-499.
<https://doi.org/10.1111/ggi.12497>
- Aoyagi, Y., et Shephard, R. J. (1992). Aging and muscle function: *Sports Medicine*, 14(6), 376-396. <https://doi.org/10.2165/00007256-199214060-00005>
- Arain, M., Campbell, M. J., Cooper, C. L., et Lancaster, G. A. (2010). What is a pilot or feasibility study? A review of current practice and editorial policy. *BMC Medical Research Methodology*, 10(1). <https://doi.org/10.1186/1471-2288-10-67>
- Araneda, J. E., et Solorza, E. M. (2013). Plantar cutaneous sensibility and dynamic balance in healthy elderly of the community: relational study. *Fisioterapia e Pesquisa*, 20(4), 310-315, 20(4), 310-315.
- Arnold, C. M., Busch, A. J., Schachter, C. L., Harrison, L., et Olszynski, W. (2005). The relationship of intrinsic fall risk factors to a recent history of falling in older women with osteoporosis. *Research Report*, 35(7), 9.
- Artaza-Artabe, I., Sáez-López, P., Sánchez-Hernández, N., Fernández-Gutierrez, N., et Malafarina, V. (2016). The relationship between nutrition and frailty: effects of protein intake, nutritional supplementation, vitamin D and exercise on muscle metabolism in the elderly. A systematic review. *Maturitas*, 93, 89-99.
<https://doi.org/10.1016/j.maturitas.2016.04.009>
- Ashton-Miller, J. A., Wojtys, E. M., Huston, L. J., et Fry-Welch, D. (2001). Can proprioception really be improved by exercises? *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, 9(3), 128-136. <https://doi.org/10.1007/s001670100208>

- Assaiante, C., Marchand, A. R., et Amblard, B. (1989). Discrete visual samples may control locomotor equilibrium and foot positioning in man. *Journal of Motor Behavior*, 21(1), 72-91. <https://doi.org/10.1080/00222895.1989.10735466>
- Atchison, D. A., Markwell, E. L., Kasthurirangan, S., Pope, J. M., Smith, G., et Swann, P. G. (2008). Age-related changes in optical and biometric characteristics of emmetropic eyes. *Journal of Vision*, 8(4), 29. <https://doi.org/10.1167/8.4.29>
- Austin, N., Devine, A., Dick, I., Prince, R., et Bruce, D. (2007). Fear of falling in older women: a longitudinal study of incidence, persistence, and predictors. *Journal of the American Geriatrics Society*, 55(10), 1598-1603. <https://doi.org/10.1111/j.1532-5415.2007.01317.x>
- Ayoubi, F., Launay, C. P., Annweiler, C., et Beauchet, O. (2015). Fear of falling and gait variability in older adults: a systematic review and meta-analysis. *Journal of the American Medical Directors Association*, 16(1), 14-19. <https://doi.org/10.1016/j.jamda.2014.06.020>
- Baloh, R. W., Fife, T. D., Zwerling, L., Socotch, T., Jacobson, K., Bell, T., et Beykirch, K. (1994). Comparison of static and dynamic posturography in young and older normal people. *Journal of the American Geriatrics Society*, 42(4), 405-412. <https://doi.org/10.1111/j.1532-5415.1994.tb07489.x>
- Barela, A. M. F., Barela, J. A., Rinaldi, N. M., et de Toledo, D. R. (2009). Influence of imposed optic flow characteristics and intention on postural responses. *Motor Control*, 13(2), 119-129. <https://doi.org/10.1123/mcj.13.2.119>
- Barra, J., et Pérennou, D. (2013). Le sens de verticalité est-il vestibulaire ?. *Neurophysiologie Clinique/Clinical Neurophysiology*, 43(3), 197-204.

- Bastone, A. C., Ferriolli, E., Teixeira, C. P., Dias, J. M. D., et Dias, R. C. (2015). Aerobic fitness and habitual physical activity in frail and nonfrail community-dwelling elderly. *Journal of Physical Activity and Health*, 12(9), 1304-1311.
<https://doi.org/10.1123/jpah.2014-0290>
- Baumgartner, R. N., Koehler, K. M., Gallagher, D., Romero, L., Heymsfield, S. B., Ross, R. R., ... Lindeman, R. D. (1998). Epidemiology of sarcopenia among the elderly in New Mexico. *American Journal of Epidemiology*, 147(8), 755-763.
<https://doi.org/10.1093/oxfordjournals.aje.a009520>
- Beauchet., O., Dubost, V., Allali, G., Gonthier, R., et Kressig, R. W. (2007). 'Faster counting while walking' as a predictor of falls in older adults. *Age and Ageing*, 36(4), 418-423., 36(4), 418-423.
- Beauchet, O., Allali, G., Launay, C., Herrmann, F. R., et Annweiler, C. (2013). Gait variability at fast-pace walking speed: A biomarker of mild cognitive impairment? *The Journal of Nutrition, Health & Aging*, 17(3), 235-239. <https://doi.org/10.1007/s12603-012-0394-4>
- Beauchet, O., Annweiler, C., Montero-Odasso, M., Fantino, B., Herrmann, F. R., et Allali, G. (2012). Gait control: a specific subdomain of executive function? *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 9(1), 12. <https://doi.org/10.1186/1743-0003-9-12>
- Beinert, K., et Taube, W. (2013). The effect of balance training on cervical sensorimotor function and neck pain. *Journal of Motor Behavior*, 45(3), 271-278.
<https://doi.org/10.1080/00222895.2013.785928>

- Bendall, M. J., Bassey, E. J., et Pearson, M. B. (1989). Factors affecting walking speed of elderly people. *Age and Ageing*, 18(5), 327-332.
<https://doi.org/10.1093/ageing/18.5.327>
- Benloucif, S., Orbeta, L., Ortiz, R., Janssen, I., Finkel, S. I., Bleiberg, J., et Zee, P. C. (2004). Morning or evening activity improves neuropsychological performance and subjective sleep quality in older adults. *Sleep*, 27(8), 1542-1551.
<https://doi.org/10.1093/sleep/27.8.1542>
- Benoit, O., et Foret, J. (1988). Régulation circadienne des états de veille et de sommeil. *Neurophysiologie Clinique/Clinical Neurophysiology*, 18(5), 403-431.
[https://doi.org/10.1016/S0987-7053\(88\)80053-4](https://doi.org/10.1016/S0987-7053(88)80053-4)
- Bent, L. R., et Lowrey, C. R. (2013). Single low-threshold afferents innervating the skin of the human foot modulate ongoing muscle activity in the upper limbs. *Journal of Neurophysiology*, 109(6), 1614-1625. <https://doi.org/10.1152/jn.00608.2012>
- Bergström, B. (1973). Morphology of the vestibular nerve: II. The number of myelinated vestibular nerve fibers in man at various ages. *Acta Oto-Laryngologica*, 76(1-6), 173-179. <https://doi.org/10.3109/00016487309121496>
- Bernard-Demanze, L., Dumitrescu, M., Jimeno, P., Borel, L., et Lacour, M. (2009). Age-related changes in posture control are differentially affected by postural and cognitive task complexity. *Current Aging Sciencee*, 2(2), 135-149.
<https://doi.org/10.2174/1874609810902020135>
- Berryman, N., Mujika, I., et Bosquet, L. (2019). Concurrent training for sports performance: the 2 sides of the medal. *International Journal of Sports Physiology and Performance*, 14(3), 279-285. <https://doi.org/10.1123/ijspp.2018-0103>

- Beserra da Silva, R., Costa-Paiva, L., Siani Morais, S., Mezzalira, R., Oliveira Ferreira, N. D., et Mendes Pinto-Neto, A. (2010). Predictors of falls in women with and without osteoporosis. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 40(9), 582-588.
<https://doi.org/10.2519/jospt.2010.3239>
- Bessot, N., Lericollais, R., Gauthier, A., Sesboüé, B., Bulla, J., et Moussay, S. (2015). Diurnal variation in gait characteristics and transition speed. *Chronobiology International*, 32(1), 136-142. <https://doi.org/10.3109/07420528.2014.959128>
- Beyranvand, R., Sahebozamani, M., et Daneshjoo, A. (2018). The role of ankle and knee joints proprioceptive acuity in improving the elderly balance after 8-week aquatic exercise. *Iranian Journal of Ageing*, 3(3), 372-374.
<https://doi.org/10.32598/sija.13.3.372>
- Bizzo, G., Guillet, N., Patat, A., et Gagey, P. M. (1985). Specifications for building a vertical force platform designed for clinical stabilometry. *Medical and Biological Engineering and Computing*, 23(5), 474-476.
- Blanpain, N. (2010). *15 000 centenaires en 2010 en France, 200 000 en 2060?*. (N° 1319). Paris: Institut National de la Statistique et des Etudes Economiques.
- Blanpain, N., et Buisson, G. (2018). *Projections de population 2013-2070 pour la France: méthode et principaux résultats*. (N° F1606). Institut National de la Statistique et des Etudes Economiques.
- Bloch, F. (2012). Critical falls: why remaining on the ground after a fall can be dangerous, whatever the fall. *Journal of the American Geriatrics Society*, 60(7), 1375-1376.
<https://doi.org/10.1111/j.1532-5415.2012.04017.x>

Bloch, F., Jegou, D., Dhainaut, J.-F., Rigaud, A.-S., Coste, J., Lundy, J.-E., et Claessens, Y.-E. (2009). Can metabolic abnormalities after a fall predict short term mortality in elderly patients? *European Journal of Epidemiology*, 24(7), 357-362.

<https://doi.org/10.1007/s10654-009-9342-y>

Bloch, F., Thibaud, M., Dugué, B., Brèque, C., Rigaud, A.-S., et Kemoun, G. (2010). Laxatives as a risk factor for iatrogenic falls in elderly subjects: myth or reality? *Drugs & Aging*, 27(11), 895-901. <https://doi.org/10.2165/11584280-000000000-00000>

Bloch, F., Thibaud, M., Dugué, B., Brèque, C., Rigaud, A.-S., et Kemoun, G. (2011). Psychotropic drugs and falls in the elderly people: updated literature review and meta-analysis. *Journal of Aging and Health*, 23(2), 329-346.

<https://doi.org/10.1177/0898264310381277>

Bloch, F., Thibaud, M., Tournoux-Facon, C., Brèque, C., Rigaud, A.-S., Dugué, B., et Kemoun, G. (2013). Estimation of the risk factors for falls in the elderly: can meta-analysis provide a valid answer?. *Geriatrics & Gerontology International*, 13(2), 250-263. <https://doi.org/10.1111/j.1447-0594.2012.00965.x>

Bok, S.-K., Lee, T. H., et Lee, S. S. (2013). The effects of changes of ankle strength and range of motion according to aging on balance. *Annals of Rehabilitation Medicine*, 37(1), 10.

<https://doi.org/10.5535/arm.2013.37.1.10>

Bonnefoy, M., Jauffret, M., et Jusot, J. F. (2007). Muscle power of lower extremities in relation to functional ability and nutritional status in very elderly people. *The Journal of Nutrition, Health & Aging*, 11(3), 223.

Bonnet, M., Requin, J., et Semjen, A. (1981). Human reflexology and motor preparation. *Exercise and Sport Sciences Reviews*, 9(1), 119-158.

- Borel, L., et Alescio-Lautier, B. (2016). Interactions équilibration et cognition. Dans T. Paillard (dir.), *Posture et équilibration humaines* (p. 39-52). De Boeck Supérieur.
- Bougard, C., et Davenne, D. (2014). Morning/evening differences in somatosensory inputs for postural control. *BioMed Research International*, 1-9.
<https://doi.org/10.1155/2014/287436>
- Bougard, C., Lepelley, M.-C., et Davenne, D. (2011). The influences of time-of-day and sleep deprivation on postural control. *Experimental Brain Research*, 209(1), 109-115.
<https://doi.org/10.1007/s00221-010-2524-8>
- Bouisset, S., et Duchêne, J. L. (1994). Is body balance more perturbed by respiration in seating than in standing posture?. *Neuroreport*, 5(8), 957-960.
- Bouisset, S., et Zattara, M. (1987). Biomechanical study of the programming of anticipatory postural adjustments associated with voluntary movement. *Journal of Biomechanics*, 20(8), 735-742.
- Boyas, S. (2016). Proprioception et contrôle postural. Dans T. Paillard (dir.), *Posture et équilibration humaines* (p. 81-94). De Boeck Supérieur.
- Boyd, R., et Stevens, J. A. (2009). Falls and fear of falling: burden, beliefs and behaviours. *Age and Ageing*, 38(4), 423-428. <https://doi.org/10.1093/ageing/afp053>
- Brandt, T. (2013). *Vertigo: its multisensory syndromes*. (2^e éd.). London, UK: Springer.
- Brennan, J., Johansen, A., Butler, J., Stone, M., Richmond, P., Jones, S., et Lyons, R. A. (2003). Place of residence and risk of fracture in older people: a population-based study of over 65-year-olds in Cardiff. *Osteoporosis International*, 14(6), 515-519.
<https://doi.org/10.1007/s00198-003-1404-5>

- Brown, L. N. (1999). Age-related deficits in cognitive functioning are not mediated by time of day. *Experimental Aging Research*, 25(1), 81-93.
<https://doi.org/10.1080/036107399244156>
- Bruce, D. G., Devine, A., et Prince, R. L. (2002). Recreational physical activity levels in healthy older women: the importance of fear of falling. *Journal of the American Geriatrics Society*, 50(1), 84-89. <https://doi.org/10.1046/j.1532-5415.2002.50012.x>
- Buatois, S., Gauchard, G., Aubry, C., Benetos, A., et Perrin, P. (2007). Current physical activity improves balance control during sensory conflicting conditions in older adults. *International Journal of Sports Medicine*, 28(1), 53-58. <https://doi.org/10.1055/s-2006-924054>
- Buchner, D. M., Cress, M. E., de Lateur, B. J., Esselman, P. C., Margherita, A. J., Price, R., et Wagner, E. H. (1997). A comparison of the effects of three types of endurance training on balance and other fall risk factors in older adults. *Aging Clinical and Experimental Research*, 9(1-2), 112-119. <https://doi.org/10.1007/BF03340136>
- Bullo, V., Gobbo, S., Vendramin, B., Duregon, F., Cugusi, L., Di Blasio, A., ... Ermolao, A. (2018). Nordic walking can be incorporated in the exercise prescription to increase aerobic capacity, strength, and quality of life for elderly: a systematic review and meta-analysis. *Rejuvenation Research*, 21(2), 141-161. <https://doi.org/10.1089/rej.2017.1921>
- Burgio, L. D., Scilley, K., Hardin, J. M., et Hsu, C. (2001). Temporal patterns of disruptive vocalization in elderly nursing home residents. *International Journal of Geriatric Psychiatry*, 16(4), 378-386. <https://doi.org/10.1002/gps.349>
- Burich, R., Teljigović, S., Boyle, E., et Sjøgaard, G. (2015). Aerobic training alone or combined with strength training affects fitness in elderly: randomized trial. *European*

Journal of Sport Science, 15(8), 773-783.

<https://doi.org/10.1080/17461391.2015.1060262>

Burke, T. N., França, F. J. R., Ferreira de Meneses, S. R., Cardoso, V. I., et Marques, A. P. (2010). Postural control in elderly persons with osteoporosis: efficacy of an intervention program to improve balance and muscle strength: a randomized controlled trial.

American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation, 89(7), 549-556.

<https://doi.org/10.1097/PHM.0b013e3181ddccd2>

Burley, S. D., Whittingham-Dowd, J., Allen, J., Grosset, J.-F., et Onambele-Pearson, G. L.

(2016). The differential hormonal milieu of morning versus evening may have an impact on muscle hypertrophic potential. *PLOS ONE*, 11(9), e0161500.

<https://doi.org/10.1371/journal.pone.0161500>

Burns, E., et Kakara, R. (2018). Deaths from falls among persons aged ≥ 65 years—United States, 2007–2016. *Morbidity and Mortality Weekly Report*, 67(18), 509-514.

<https://doi.org/10.15585/mmwr.mm6718a1>

Butler-Browne, G., et Bigard, A.-X. (2006). Caractéristiques du vieillissement musculaire et effets préventifs de l'exercice régulier. *Science & Sports*, 21(4), 184-193.

<https://doi.org/10.1016/j.scispo.2006.03.005>

Butt, D. A., Mamdani, M., Austin, P. C., Tu, K., Gomes, T., et Glazier, R. H. (2012). The risk of hip fracture after initiating antihypertensive drugs in the elderly. *Archives of Internal Medicine*, 172(22), 1739-1744.

Caderby, T., Yiou, E., Peyrot, N., Begon, M., et Dalleau, G. (2014). Influence of gait speed on the control of mediolateral dynamic stability during gait initiation. *Journal of Biomechanics*, 47(2), 417-423.

<https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2013.11.011>

Cadore, E. L., Rodríguez-Mañas, L., Sinclair, A., et Izquierdo, M. (2013). Effects of different exercise interventions on risk of falls, gait ability, and balance in physically frail older adults: a systematic review. *Rejuvenation Research*, 16(2), 105-114.

<https://doi.org/10.1089/rej.2012.1397>

Callisaya, M. L., Blizzard, L., Schmidt, M. D., McGinley, J. L., et Srikanth, V. K. (2010).

Ageing and gait variability--a population-based study of older people. *Age and Ageing*, 39(2), 191-197. <https://doi.org/10.1093/ageing/afp250>

Callisaya, Michele L., Beare, R., Phan, T. G., Blizzard, L., Thrift, A. G., Chen, J., et Srikanth, V. K. (2013). Brain structural change and gait decline: a longitudinal population-based study. *Journal of the American Geriatrics Society*, 61(7), 1074-1079.

<https://doi.org/10.1111/jgs.12331>

Callisaya, Michele L., Blizzard, L., Schmidt, M. D., Martin, K. L., McGinley, J. L., Sanders, L. M., et Srikanth, V. K. (2011). Gait, gait variability and the risk of multiple incident falls in older people: a population-based study. *Age and Ageing*, 40(4), 481-487.

<https://doi.org/10.1093/ageing/afr055>

Cameron, I. D., Gillespie, L. D., Robertson, M. C., Murray, G. R., Hill, K. D., Cumming, R. G., et Kerse, N. (2013). Interventions for preventing falls in older people in care facilities and hospitals. *Cochrane Database of Systematic Reviews*, 12(1).

<https://doi.org/10.1002/14651858.CD005465.pub3>

Campbell, S. S., Murphy, P. J., et Stauble, T. N. (2005). Effects of a nap on nighttime sleep and waking function in older subjects. *Journal of the American Geriatrics Society*, 53(1), 48-53. <https://doi.org/10.1111/j.1532-5415.2005.53009.x>

- Campbell, S. S., Terman, M., Lewy, A. J., Dijk, D.-J., Eastman, C. I., et Boulos, Z. (1995). Light treatment for sleep disorders: consensus report. *Journal of Biological Rhythms*, *10*(2), 151-154.
- Carney, C. E., Buysse, D. J., Ancoli-Israel, S., Edinger, J. D., Krystal, A. D., Lichstein, K. L., et Morin, C. M. (2012). The consensus sleep diary: standardizing prospective sleep self-monitoring. *Sleep*, *35*(2), 287-302. <https://doi.org/10.5665/sleep.1642>
- Carpenter, M. G., Adkin, A. L., Brawley, L. R., et Frank, J. S. (2006). Postural, physiological and psychological reactions to challenging balance: does age make a difference? *Age and Ageing*, *35*(3), 298-303. <https://doi.org/10.1093/ageing/afl002>
- Carvalho, R., Vasconcelos, O., Gonçalves, P., Conceição, F., et Vilas-Boas, J. P. (2010). The effects of physical activity in the anticipatory postural adjustments in elderly people. *Motor Control*, *14*(3), 371-379. <https://doi.org/10.1123/mcj.14.3.371>
- Cattagni, T., Scaglioni, G., Laroche, D., Van Hoecke, J., Gremeaux, V., et Martin, A. (2014). Ankle muscle strength discriminates fallers from non-fallers. *Frontiers in Aging Neuroscience*, *6*(336), 1-7. <https://doi.org/10.3389/fnagi.2014.00336>
- Cavagna, G. A., Saibene, F. P., et Margaria, R. (1963). External work in walking. *Journal of Applied Physiology*, *18*(1), 1-9. <https://doi.org/10.1152/jappl.1963.18.1.1>
- Ceolim, M. F., et Menna-Barreto, L. (2000). Sleep/wake cycle and physical activity in healthy elderly people. *Sleep Research Online*, *3*(3), 87-95.
- Chambon, C., Herrera, C., Romaguere, P., Paban, V., et Alescio-Lautier, B. (2014). Benefits of computer-based memory and attention training in healthy older adults. *Psychology and Aging*, *29*(3), 731-743. <https://doi.org/10.1037/a0037477>

- Chen, X., Van Nguyen, H., Shen, Q., et Chan, D. K. Y. (2011). Characteristics associated with recurrent falls among the elderly within aged-care wards in a tertiary hospital: The effect of cognitive impairment. *Archives of Gerontology and Geriatrics*, 53(2), e183-e186. <https://doi.org/10.1016/j.archger.2010.08.012>
- Cheng, C.-H., et Lin, Y.-Y. (2013). Aging-related decline in somatosensory inhibition of the human cerebral cortex. *Experimental Brain Research*, 226(1), 145-152. <https://doi.org/10.1007/s00221-013-3420-9>
- Chisholm, K. M., et Harruff, R. C. (2010). Elderly deaths due to ground-level falls: *The American Journal of Forensic Medicine and Pathology*, 31(4), 350-354. <https://doi.org/10.1097/PAF.0b013e3181f69c87>
- Chtourou, H., Chaouachi, A., Driss, T., Dogui, M., Behm, D. G., Chamari, K., et Souissi, N. (2012). The effect of training at the same time of day and tapering period on the diurnal variation of short exercise performances: *Journal of Strength and Conditioning Research*, 26(3), 697-708. <https://doi.org/10.1519/JSC.0b013e3182281c87>
- Chtourou, H., et Souissi, N. (2012). The effect of training at a specific time of day: a review. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 26(7), 1984-2005.
- Clark, B. C., et Manini, T. M. (2008). Sarcopenia \neq Dynapenia. *The Journals of Gerontology Series A: Biological Sciences and Medical Sciences*, 63(8), 829-834. <https://doi.org/10.1093/gerona/63.8.829>
- Clark, N. C., Røijezon, U., et Treleaven, J. (2015). Proprioception in musculoskeletal rehabilitation. Part 2: Clinical assessment and intervention. *Manual Therapy*, 20(3), 378-387. <https://doi.org/10.1016/j.math.2015.01.009>

- Clegg, A., Young, J., Iliffe, S., Rikkert, M. O., et Rockwood, K. (2013). Frailty in elderly people. *The Lancet*, 381(9868), 752-762. [https://doi.org/10.1016/S0140-6736\(12\)62167-9](https://doi.org/10.1016/S0140-6736(12)62167-9)
- Conforto, S., Schmid, M., Camomilla, V., D'Alessio, T., et Cappozzo, A. (2001). Hemodynamics as a possible internal mechanical disturbance to balance. *Gait & Posture*, 14(1), 28-35. [https://doi.org/10.1016/S0966-6362\(01\)00112-6](https://doi.org/10.1016/S0966-6362(01)00112-6)
- Constans, T. (2004). Stratégies nutritionnelles en gériatrie. *La Revue de Médecine Interne*, 25, S345-S348. <https://doi.org/10.1016/j.revmed.2004.10.004>
- Court-Brown, C. M., Aitken, S. A., Ralston, S. H., et McQueen, M. M. (2011). The relationship of fall-related fractures to social deprivation. *Osteoporosis International*, 22(4), 1211-1218. <https://doi.org/10.1007/s00198-010-1315-1>
- Cox, C. A., van Jaarsveld, H. J., Houterman, S., van der Stegen, J. C. G. H., Wasylewicz, A. T. M., Grouls, R. J. E., et van der Linden, C. M. J. (2016). Psychotropic drug prescription and the risk of falls in nursing home residents. *Journal of the American Medical Directors Association*, 17(12), 1089-1093. <https://doi.org/10.1016/j.jamda.2016.07.004>
- Crenna, P., et Frigo, C. (1991). A motor programme for the initiation of forward-oriented movements in humans. *The Journal of Physiology*, 437(1), 635-653. <https://doi.org/10.1113/jphysiol.1991.sp018616>
- Csapo, R., et Alegre, L. M. (2016). Effects of resistance training with moderate vs heavy loads on muscle mass and strength in the elderly: a meta-analysis. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, 26(9), 995-1006. <https://doi.org/10.1111/sms.12536>

- Cullen, K. E. (2012). The vestibular system: multimodal integration and encoding of self-motion for motor control. *Trends in Neurosciences*, 35(3), 185-196.
<https://doi.org/10.1016/j.tins.2011.12.001>
- Cumming, R. G., Salkeld, G., Thomas, M., et Szonyi, G. (2000). Prospective study of the impact of fear of falling on activities of daily living, SF-36 scores, and nursing home admission *The Journals of Gerontology Series A: Biological Sciences and Medical Sciences*, 55(5), M299-M305. <https://doi.org/10.1093/gerona/55.5.M299>
- Cummings, S. R., et Melton, L. J. (2002). Epidemiology and outcomes of osteoporotic fractures. *The Lancet*, 359(9319), 1761-1767. [https://doi.org/10.1016/S0140-6736\(02\)08657-9](https://doi.org/10.1016/S0140-6736(02)08657-9)
- Cummings, S. R., Nevitt, M. C., Browner, W. S., Stone, K., Fox, K. M., Ensrud, K. E., ... Vogt, T. M. (1995). Risk factors for hip fracture in white women. *New England Journal of Medicine*, 332(12), 767-774. <https://doi.org/10.1056/NEJM199503233321202>
- Dalton, B. H., Jakobi, J. M., Allman, B. L., et Rice, C. L. (2010). Differential age-related changes in motor unit properties between elbow flexors and extensors. *Acta Physiologica*. <https://doi.org/10.1111/j.1748-1716.2010.02100.x>
- Daly, R. M. (2017). Exercise and nutritional approaches to prevent frail bones, falls and fractures: an update. *Climacteric*, 20(2), 119-124.
<https://doi.org/10.1080/13697137.2017.1286890>
- Dam, T. T. L., Ewing, S., Ancoli-Israel, S., Ensrud, K., Redline, S., et Stone, K. (2008). Association between sleep and physical function in older men: the osteoporotic fractures in men sleep study. *Journal of the American Geriatrics Society*, 56(9), 1665-1673. <https://doi.org/10.1111/j.1532-5415.2008.01846.x>

- Damián, J., Pastor-Barriuso, R., Valderrama-Gama, E., et de Pedro-Cuesta, J. (2013). Factors associated with falls among older adults living in institutions. *BMC Geriatrics*, *13*(1).
<https://doi.org/10.1186/1471-2318-13-6>
- Dauvilliers, Y., et Billiard, M. (2004). Aspects du sommeil normal. *EMC - Neurologie*, *1*(4), 458-480. <https://doi.org/10.1016/j.emcn.2004.05.001>
- Davenne, D. (2015). Activité physique et sommeil chez les seniors. *Médecine du Sommeil*, *12*(4), 181-189. <https://doi.org/10.1016/j.msom.2015.10.005>
- Davis, A., Haines, T., et Williams, C. (2019). Do footwear styles cause falls or increase falls risk in healthy older adults? A systematic review. *Footwear Science*, *11*(1), 13-23.
<https://doi.org/10.1080/19424280.2018.1555861>
- de Andrade, L. P., Gobbi, L. T. B., Coelho, F. G. M., Christofolletti, G., Riani Costa, J. L., et Stella, F. (2013). Benefits of multimodal exercise intervention for postural control and frontal cognitive functions in individuals with Alzheimer's disease: a controlled trial. *Journal of the American Geriatrics Society*, *61*(11), 1919-1926.
<https://doi.org/10.1111/jgs.12531>
- Deandrea, S., Bravi, F., Turati, F., Lucenteforte, E., La Vecchia, C., et Negri, E. (2013). Risk factors for falls in older people in nursing homes and hospitals. A systematic review and meta-analysis. *Archives of Gerontology and Geriatrics*, *56*(3), 407-415.
<https://doi.org/10.1016/j.archger.2012.12.006>
- Deandrea, S., Lucenteforte, E., Bravi, F., Foschi, R., La Vecchia, C., et Negri, E. (2010). Risk factors for falls in community-dwelling older people: a systematic review and meta-analysis. *Epidemiology*, *21*(5), 658-668.
<https://doi.org/10.1097/EDE.0b013e3181e89905>

- Debove, L., Bru, N., Couderc, M., Noé, F., et Paillard, T. (2017). Physical activity limits the effects of age and Alzheimer's disease on postural control. *Neurophysiologie Clinique/Clinical Neurophysiology*, 47(4), 301-304.
<https://doi.org/10.1016/j.neucli.2017.03.005>
- Delbaere, K., Crombez, G., Vanderstraeten, G., Willems, T., et Cambier, D. (2004). Fear-related avoidance of activities, falls and physical frailty. A prospective community-based cohort study. *Age and Ageing*, 33(4), 368-373.
<https://doi.org/10.1093/ageing/afh106>
- Delbaere, K., Close, J. C., Brodaty, H., Sachdev, P., et Lord, S. R. (2010). Determinants of disparities between perceived and physiological risk of falling among elderly people: cohort study. *BMJ*, 341, 1-8.
- Delbaere, K., Crombez, G., van Haastregt, J. C. M., et Vlaeyen, J. W. S. (2009). Falls and catastrophic thoughts about falls predict mobility restriction in community-dwelling older people: a structural equation modelling approach. *Aging & Mental Health*, 13(4), 587-592. <https://doi.org/10.1080/13607860902774444>
- Delbaere, K., Kochan, N. A., Close, J. C. T., Menant, J. C., Sturnieks, D. L., Brodaty, H., ... Lord, S. R. (2012). Mild cognitive impairment as a predictor of falls in community-dwelling older people. *The American Journal of Geriatric Psychiatry*, 20(10), 845-853.
<https://doi.org/10.1097/JGP.0b013e31824afbc4>
- Deschamps, T., Magnard, J., et Cornu, C. (2013). Postural control as a function of time-of-day: influence of a prior strenuous running exercise or demanding sustained-attention task. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 10(1), 26.
<https://doi.org/10.1186/1743-0003-10-26>

Dettmer, M., Pourmoghaddam, A., Lee, B. C., et Layne, C. S. (2016). Associations between tactile sensory threshold and postural performance and effects of healthy aging and subthreshold vibrotactile stimulation on postural outcomes in a simple dual task.

Current Gerontology and Geriatrics Research, 2016, 1-11.

<https://doi.org/10.1155/2016/9797369>

Dixon, J., Hatton, A. L., Robinson, J., Gamesby-Iyayi, H., Hodgson, D., Rome, K., ... Martin, D. J. (2014). Effect of textured insoles on balance and gait in people with multiple sclerosis: an exploratory trial. *Physiotherapy*, 100(2), 142-149.

<https://doi.org/10.1016/j.physio.2013.06.003>

Duncan, G., Wormstone, I. M., et Davies, P. D. (1997). The aging human lens: structure, growth, and physiological behaviour. *British Journal of Ophthalmology*, 81(10), 818-823. <https://doi.org/10.1136/bjo.81.10.818>

Dupui, P. (2016). Bases neurophysiologiques du contrôle postural. Dans T. Paillard (dir.), *Posture et équilibration humaines* (p. 23-29). De Boeck Supérieur.

Edjolo, A., Proust-Lima, C., Delva, F., Dartigues, J.-F., et Pérès, K. (2016). Natural history of dependency in the elderly: a 24-year population-based study using a longitudinal item response theory model. *American Journal of Epidemiology*, 183(4), 277-285.

<https://doi.org/10.1093/aje/kwv223>

Eils, E., Behrens, S., Mers, O., Thorwesten, L., Völker, K., et Rosenbaum, D. (2004).

Reduced plantar sensation causes a cautious walking pattern. *Gait & Posture*, 20(1), 54-60. [https://doi.org/10.1016/S0966-6362\(03\)00095-X](https://doi.org/10.1016/S0966-6362(03)00095-X)

Ema, R., Saito, M., Ohki, S., Takayama, H., Yamada, Y., et Akagi, R. (2016). Association between rapid force production by the plantar flexors and balance performance in

elderly men and women. *Age*, 38(5-6), 475-483. <https://doi.org/10.1007/s11357-016-9949-3>

Englund, U., Nordström, P., Nilsson, J., Bucht, G., Björnstig, U., Hallmans, G., ... Pettersson, U. (2011). Physical activity in middle-aged women and hip fracture risk: the UFO study. *Osteoporosis International*, 22(2), 499-505. <https://doi.org/10.1007/s00198-010-1234-1>

Ensrud, K. E., Ewing, S. K., Taylor, B. C., Fink, H. A., Stone, K. L., Cauley, J. A., ... for the Frailty and risk of falls, fracture, and mortality in older women: the study of osteoporotic fractures. *The Journals of Gerontology Series A: Biological Sciences and Medical Sciences*, 62(7), 744-751. <https://doi.org/10.1093/gerona/62.7.744>

Ensrud, K. E., Blackwell, T. L., Mangione, C. M., Bowman, P. J., Whooley, M. A., Bauer, D. C., ... Nevitt, C. M. (2002). Central nervous system-active medications and risk for falls in older women. *Journal of the American Geriatrics Society*, 50(10), 1629-1637. <https://doi.org/10.1046/j.1532-5415.2002.50453.x>

Epelbaum, J. (2009). *Le vieillissement : rythmes biologiques et hormonaux*. Lavoisier.

Fallon, J. B., Bent, L. R., McNulty, P. A., et Macefield, V. G. (2005). Evidence for strong synaptic coupling between single tactile afferents from the sole of the foot and motoneurons supplying leg muscles. *Journal of Neurophysiology*, 94(6), 3795-3804.

Farahmand, B. Y., Persson, P. G., Michaëlsson, K., Baron, J. A., Parker, M. G., et Ljunghall, S. (2000). Socioeconomic status, marital status and hip fracture risk: a population-based case-control study. *Osteoporosis International*, 11(9), 803-808. <https://doi.org/10.1007/s001980070060>

Farajnia, S., Deboer, T., Rohling, J. H. T., Meijer, J. H., et Michel, S. (2014). Aging of the suprachiasmatic clock. *The Neuroscientist*, 20(1), 44-55.

<https://doi.org/10.1177/1073858413498936>

Fetter, M., et Dichgans, J. (1996). Vestibular neuritis spares the inferior division of the vestibular nerve. *Brain*, 119(3), 755-763. <https://doi.org/10.1093/brain/119.3.755>

Fiatarone, M. A., Marks, E. C., Ryan, N. D., Meredith, C. N., Lipsitz, L. A., et Evans, W. J. (1990). High-intensity strength training in nonagenarians: effects on skeletal muscle. *JAMA*, 263(22), 3029. <https://doi.org/10.1001/jama.1990.03440220053029>

Fisher, A. A., Davis, M. W., McLean, A. J., et Le Couteur, D. G. (2005). Epidemiology of falls in elderly semi-independent residents in residential care. *Australasian Journal on Ageing*, 24(2), 98-102. <https://doi.org/10.1111/j.1741-6612.2005.00081.x>

Fitzgerald, T. G., Hadjistavropoulos, T., et MacNab, Y. C. (2009). Caregiver fear of falling and functional ability among seniors residing in long-term care facilities. *Gerontology*, 55(4), 460-467. <https://doi.org/10.1159/000221007>

Fitzpatrick, R., et McCloskey, D. I. (1994). Proprioceptive, visual and vestibular thresholds for the perception of sway during standing in humans. *The Journal of Physiology*, 478(1), 173-186. <https://doi.org/10.1113/jphysiol.1994.sp020240>

Flensmark, J. (2016). Flat shoes increase neurogenesis. *Medical Hypotheses*, 97, 112-113. <https://doi.org/10.1016/j.mehy.2016.10.004>

Flensmark, J. (2009). Physical activity, eccentric contractions of plantar flexors, and neurogenesis: therapeutic potential of flat shoes in psychiatric and neurological disorders. *Medical Hypotheses*, 73(2), 130-132.

<https://doi.org/10.1016/j.mehy.2009.03.009>

- Fletcher, P. C., et Hirdes, J. P. (2004). Restriction in activity associated with fear of falling among community-based seniors using home care services. *Age and Ageing*, 33(3), 273-279. <https://doi.org/10.1093/ageing/afh077>
- Fraizer, E. V., et Mitra, S. (2008). Methodological and interpretive issues in posture-cognition dual-tasking in upright stance. *Gait & Posture*, 27(2), 271-279. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2007.04.002>
- Franklin, S., Grey, M. J., Heneghan, N., Bowen, L., et Li, F. X. (2015). Barefoot vs common footwear: a systematic review of the kinematic, kinetic and muscle activity differences during walking. *Gait & Posture*, 42(3), 230-239. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2015.05.019>
- Fried, L. P., Tangen, C. M., Walston, J., Newman, A. B., Hirsch, C., Gottdiener, J., ...
McBurnie, M. A. (2001). Frailty in older adults: evidence for a phenotype. *The Journals of Gerontology Series A: Biological Sciences and Medical Sciences*, 56(3), M146-M157. <https://doi.org/10.1093/gerona/56.3.M146>
- Friedman, S. M., Munoz, B., West, S. K., Rubin, G. S., et Fried, L. P. (2002). Falls and fear of falling: which comes first? A longitudinal prediction model suggests strategies for primary and secondary prevention. *Journal of the American Geriatrics Society*, 50(8), 1329-1335. <https://doi.org/10.1046/j.1532-5415.2002.50352.x>
- Frontera, W. R., Meredith, C. N., O'Reilly, K. P., Knuttgen, H. G., et Evans, W. J. (1988). Strength conditioning in older men: skeletal muscle hypertrophy and improved function. *Journal of Applied Physiology*, 64(3), 1038-1044. <https://doi.org/10.1152/jappl.1988.64.3.1038>

- Gagnon, N., Flint, A. J., Naglie, G., et Devins, G. M. (2005). Affective correlates of fear of falling in elderly persons. *The American Journal of Geriatric Psychiatry*, 13(1), 7-14. <https://doi.org/10.1097/00019442-200501000-00003>
- Gale, C. R., Allerhand, M., Sayer, A. A., Cooper, C., et Deary, I. J. (2014). The dynamic relationship between cognitive function and walking speed: the English Longitudinal Study of Ageing. *Age*, 36(4). <https://doi.org/10.1007/s11357-014-9682-8>
- Gao, H., et Hollyfield, J. G. (1992). Aging of the human retina. Differential loss of neurons and retinal pigment epithelial cells. *Investigative Ophthalmology & Visual Science*, 33(1), 1-17.
- Gates, S., Fisher, J. D., Cooke, M. W., Carter, Y. H., et Lamb, S. E. (2008). Multifactorial assessment and targeted intervention for preventing falls and injuries among older people in community and emergency care settings: systematic review and meta-analysis. *BMJ*, 336(7636), 130-133. <https://doi.org/10.1136/bmj.39412.525243.BE>
- Gauchard, G. C., Jeandel, C., et Perrin, P. P. (2001). Physical and sporting activities improve vestibular afferent usage and balance in elderly human subjects. *Gerontology*, 47(5), 263-270. <https://doi.org/10.1159/000052810>
- Gauchard, G., Gangloff, P., Jeandel, C., et Perrin, P. P. (2003). Physical activity improves gaze and posture control in the elderly. *Neuroscience Research*, 45(4), 409-417. [https://doi.org/10.1016/S0168-0102\(03\)00008-7](https://doi.org/10.1016/S0168-0102(03)00008-7)
- Gentil, P., Lima, R. M., Jacó de Oliveira, R., Pereira, R. W., et Reis, V. M. (2007). Association between femoral neck bone mineral density and lower limb fat-free mass in postmenopausal women. *Journal of Clinical Densitometry*, 10(2), 174-178. <https://doi.org/10.1016/j.jocd.2007.01.004>

- Gilbert, R., Todd, C., May, M., Yardley, L., et Ben-Shlomo, Y. (2010). Socio-demographic factors predict the likelihood of not returning home after hospital admission following a fall. *Journal of Public Health*, 32(1), 117-124. <https://doi.org/10.1093/pubmed/fdp077>
- Gillespie, L. D., Robertson, M. C., Gillespie, W. J., Sherrington, C., Gates, S., Clemson, L. M., et Lamb, S. E. (2012). Interventions for preventing falls in older people living in the community. *Cochrane Database of Systematic Reviews*, (9).
- Gobbo, S., Bergamin, M., Sieverdes, J. C., Ermolao, A., et Zaccaria, M. (2014). Effects of exercise on dual-task ability and balance in older adults: a systematic review. *Archives of Gerontology and Geriatrics*, 58(2), 177-187.
<https://doi.org/10.1016/j.archger.2013.10.001>
- Goble, D. J., Coxon, J. P., Wenderoth, N., Van Impe, A., et Swinnen, S. P. (2009). Proprioceptive sensibility in the elderly: degeneration, functional consequences and plastic-adaptive processes. *Neuroscience & Biobehavioral Reviews*, 33(3), 271-278.
<https://doi.org/10.1016/j.neubiorev.2008.08.012>
- Golombek, D. A., et Rosenstein, R. E. (2010). Physiology of circadian entrainment. *Physiological Reviews*, 90(3), 1063-1102. <https://doi.org/10.1152/physrev.00009.2009>
- Gonzalez, A. M., Mangine, G. T., Fragala, M. S., Stout, J. R., Beyer, K. S., Bohner, J. D., ... Hoffman, J. R. (2014). Resistance training improves single leg stance performance in older adults. *Aging Clinical and Experimental Research*, 26(1), 89-92.
<https://doi.org/10.1007/s40520-013-0126-6>
- Graafmans, W. C., Ooms, M. E., Hofstee, H. M. A., Bezemer, P. D., Bouter, L. M., et Lips, P. (1996). Falls in the elderly: a prospective study of risk factors and risk profiles.

American Journal of Epidemiology, 143(11), 1129-1136.

<https://doi.org/10.1093/oxfordjournals.aje.a008690>

Granacher, U., Gollhofer, A., et Strass, D. (2006). Training induced adaptations in characteristics of postural reflexes in elderly men. *Gait & Posture*, 24(4), 459-466.

<https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2005.12.007>

Granacher, U., Gollhofer, A., Hortobágyi, T., Kressig, R. W., et Muehlbauer, T. (2013). The importance of trunk muscle strength for balance, functional performance, and fall prevention in seniors: a systematic review. *Sports Medicine*, 43(7), 627-641.

<https://doi.org/10.1007/s40279-013-0041-1>

Greenspan, S. L., Myers, E. R., Kiel, D. P., Parker, R. A., Hayes, W. C., et Resnick, N. M. (1998). Fall direction, bone mineral density, and function: risk factors for hip fracture in frail nursing home elderly. *The American Journal of Medicine*, 104(6), 539-545.

[https://doi.org/10.1016/S0002-9343\(98\)00115-6](https://doi.org/10.1016/S0002-9343(98)00115-6)

Gribbin, J., Hubbard, R., Gladman, J. R. F., Smith, C., et Lewis, S. (2010). Risk of falls associated with antihypertensive medication: population-based case-control study. *Age and Ageing*, 39(5), 592-597. <https://doi.org/10.1093/ageing/afq092>

Gribble, P. A., Tucker, W. S., et White, P. A. (2007). Time-of-day influences on static and dynamic postural control. *Journal of Athletic Training*, 42(1), 35-41.

Groot, C., Hooghiemstra, A. M., Raijmakers, P. G. H. M., van Berckel, B. N. M., Scheltens, P., Scherder, E. J. A., ... Ossenkoppele, R. (2016). The effect of physical activity on cognitive function in patients with dementia: a meta-analysis of randomized control trials. *Ageing Research Reviews*, 25, 13-23. <https://doi.org/10.1016/j.arr.2015.11.005>

Gruau, S., Pottier, A., Davenne, D., et Denise, P. (2003). Les facteurs d'accidents de la route par somnolence chez les conducteurs âgés: Prévention par l'activité physique.

Recherche - Transports - Sécurité, 79, 134-144. [https://doi.org/10.1016/S0761-8980\(03\)00011-6](https://doi.org/10.1016/S0761-8980(03)00011-6)

Günther, M., Müller, O., et Blickhan, R. (2011). Watching quiet human stance to shake off its straitjacket. *Archive of Applied Mechanics*, 81(3), 283-302.

<https://doi.org/10.1007/s00419-010-0414-y>

Haentjens, P., Magaziner, J., Colon-Emeric, C. S., Vanderschueren, D., Milisen, K., Velkeniers, B., et Boonen, S. (2010). Meta-analysis: excess mortality after hip fracture among Older women and men. *Annals of Internal Medicine*, 152(6), 380-390.

<https://doi.org/10.7326/0003-4819-152-6-201003160-00008>

Haggard, P., Iannetti, G. D., et Longo, M. R. (2013). Spatial sensory organization and body representation in pain perception. *Current Biology*, 23(4), R164-R176.

<https://doi.org/10.1016/j.cub.2013.01.047>

Hall, C. D., Echt, K. V., Wolf, S. L., et Rogers, W. A. (2011). Cognitive and motor mechanisms underlying older adults' ability to divide attention while walking. *Physical Therapy*, 91(7), 1039-1050. <https://doi.org/10.2522/ptj.20100114>

Han, J., Anson, J., Waddington, G., Adams, R., et Liu, Y. (2015). The role of ankle proprioception for balance control in relation to sports performance and injury. *BioMed Research International*, 2015, 1-8. <https://doi.org/10.1155/2015/842804>

Hartholt, K. A., Polinder, S., Van der Cammen, T. J. M., Panneman, M. J. M., Van der Velde, N., Van Lieshout, E. M. M., ... Van Beeck, E. F. (2012). Costs of falls in an ageing

- population: a nationwide study from the Netherlands (2007–2009). *Injury*, 43(7), 1199-1203. <https://doi.org/10.1016/j.injury.2012.03.033>
- Hartholt, K. A., van Beeck, E. F., Polinder, S., van der Velde, N., van Lieshout, E. M. M., Panneman, M. J. M., ... Patka, P. (2011). Societal consequences of falls in the older population: injuries, healthcare costs, and long-term reduced quality of life. *The Journal of Trauma: Injury, Infection, and Critical Care*, 71(3), 748-753. <https://doi.org/10.1097/TA.0b013e3181f6f5e5>
- Hartikainen, S., Lonroos, E., et Louhivuori, K. (2007). Medication as a risk factor for falls: critical systematic review. *The Journals of Gerontology Series A: Biological Sciences and Medical Sciences*, 62(10), 1172-1181. <https://doi.org/10.1093/gerona/62.10.1172>
- Harvey, J., Chastin, S., et Skelton, D. (2013). Prevalence of sedentary behavior in older adults: a systematic review. *International Journal of Environmental Research and Public Health*, 10(12), 6645-6661. <https://doi.org/10.3390/ijerph10126645>
- Hasher, L., Chung, C., May, C. P., et Foong, N. (2002). Age, time of testing, and proactive interference. *Canadian Journal of Experimental Psychology/Revue Canadienne de Psychologie Expérimentale*, 56(3), 200-207. <https://doi.org/10.1037/h0087397>
- Hatton, A. L., Dixon, J., Rome, K., Brauer, S. G., Williams, K., et Kerr, G. (2016). The effects of prolonged wear of textured shoe insoles on gait, foot sensation and proprioception in people with multiple sclerosis: study protocol for a randomised controlled trial. *Trials*, 17(1). <https://doi.org/10.1186/s13063-016-1337-x>
- Hatton, A. L., Dixon, J., Rome, K., et Martin, D. (2011). Standing on textured surfaces: effects on standing balance in healthy older adults. *Age and Ageing*, 40(3), 363-368. <https://doi.org/10.1093/ageing/afr026>

- Hausdorff, J. M., Schweiger, A., Herman, T., Yogev-Seligmann, G., et Giladi, N. (2008). Dual-task decrements in gait: contributing factors among healthy older adults. *The Journals of Gerontology Series A: Biological Sciences and Medical Sciences*, 63(12), 1335-1343. <https://doi.org/10.1093/gerona/63.12.1335>
- Hausdorff, J. M. (2005). Gait variability: methods, modeling and meaning. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 9.
- Hausdorff, J. M., Rios, D. A., et Edelberg, H. K. (2001). Gait variability and fall risk in community-living older adults: a 1-year prospective study. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 82(8), 1050-1056. <https://doi.org/10.1053/apmr.2001.24893>
- Hausdorff, J. M., Yogev, G., Springer, S., Simon, E. S., et Giladi, N. (2005). Walking is more like catching than tapping: gait in the elderly as a complex cognitive task. *Experimental Brain Research*, 164(4), 541-548. <https://doi.org/10.1007/s00221-005-2280-3>
- Hayashi, Y., Godai, A., Yamada, M., Yoshikura, N., Harada, N., Koumura, A., ... Inuzuka, T. (2017). Reduction in the numbers of drugs administered to elderly in-patients with polypharmacy by a multidisciplinary review of medication using electronic medical records. *Geriatrics & Gerontology International*, 17(4), 653-658. <https://doi.org/10.1111/ggi.12764>
- Heinbaugh, E. M., Smith, D. T., Zhu, Q., Wilson, M. A., et Dai, B. (2015). The effect of time-of-day on static and dynamic balance in recreational athletes. *Sports Biomechanics*, 14(3), 361-373. <https://doi.org/10.1080/14763141.2015.1084036>
- Heishman, A. D., Curtis, M. A., Saliba, E. N., Hornett, R. J., Malin, S. K., et Weltman, A. L. (2017). Comparing performance during morning vs. afternoon training sessions in

- intercollegiate basketball players. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 31(6), 1557-1562. <https://doi.org/10.1519/JSC.0000000000001882>
- Helbostad, J. L., Leirfall, S., Moe-Nilssen, R., et Sletvold, O. (2007). Physical fatigue affects gait characteristics in older persons. *The Journals of Gerontology Series A: Biological Sciences and Medical Sciences*, 62(9), 1010-1015. <https://doi.org/10.1093/gerona/62.9.1010>
- Henneman, E., et Mendell, L. M. (2011). Functional organization of motoneuron pool and its inputs. *Comprehensive Physiology*, 423-507. <https://doi.org/10.1002/cphy.cp010211>
- Hennig, E. M., et Sterzing, T. (2009). Sensitivity mapping of the human foot: thresholds at 30 skin locations. *Foot & Ankle International*, 30(10), 986-991.
- Herman, T., Mirelman, A., Giladi, N., Schweiger, A., et Hausdorff, J. M. (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*, 65A(10), 1086-1092. <https://doi.org/10.1093/gerona/gdq077>
- Herter, T. M., Takei, T., Munoz, D. P., et Scott, S. H. (2015). Neurons in red nucleus and primary motor cortex exhibit similar responses to mechanical perturbations applied to the upper-limb during posture. *Frontiers in Integrative Neuroscience*, 9. <https://doi.org/10.3389/fnint.2015.00029>
- Himes, C. L., et Reynolds, S. L. (2012). Effect of obesity on falls, injury, and disability. *Journal of the American Geriatrics Society*, 60(1), 124-129. <https://doi.org/10.1111/j.1532-5415.2011.03767.x>
- Hirase, T., Inokuchi, S., Matsusaka, N., et Okita, M. (2015). Effectiveness of a balance-training program provided by qualified care workers for community-based older adults:

a preliminary study. *Geriatric Nursing*, 36(3), 219-223.

<https://doi.org/10.1016/j.gerinurse.2015.02.005>

Hita-Contreras, F., Martínez-Amat, A., Lomas-Vega, R., Álvarez, P., Mendoza, N., Romero-Franco, N., et Aránega, A. (2013). Relationship of body mass index and body fat distribution with postural balance and risk of falls in Spanish postmenopausal women.

Menopause, 20(2), 202-208. <https://doi.org/10.1097/gme.0b013e318261f242>

Hodges, P. W., Gurfinkel, V. S., Brumagne, S., Smith, T. C., et Cordo, P. C. (2002).

Coexistence of stability and mobility in postural control: evidence from postural compensation for respiration. *Experimental Brain Research*, 144(3), 293-302.

<https://doi.org/10.1007/s00221-002-1040-x>

Hofman, M. A., et Swaab, D. F. (1994). Alterations in circadian rhythmicity of the

vasopressin-producing neurons of the human suprachiasmatic nucleus (SCN) with aging. *Brain Research*, 651(1-2), 134-142.

Hofman, M. A. (2000). The human circadian clock and aging. *Chronobiology International*,

17(3), 245-259. <https://doi.org/10.1081/CBI-100101047>

Holtzer, R., Friedman, R., Lipton, R. B., Katz, M., Xue, X., et Verghese, J. (2007). The

relationship between specific cognitive functions and falls in aging. *Neuropsychology*,

21(5), 540-548. <https://doi.org/10.1037/0894-4105.21.5.540>

Holtzer, R., Kraut, R., Izzetoglu, M., et Ye, K. (2019). The effect of fear of falling on

prefrontal cortex activation and efficiency during walking in older adults. *GeroScience*,

41(1), 89-100. <https://doi.org/10.1007/s11357-019-00056-4>

Hood, S., et Amir, S. (2017). The aging clock: circadian rhythms and later life. *Journal of*

Clinical Investigation, 127(2), 437-446. <https://doi.org/10.1172/JCI90328>

- Hoops, M. L., Rosenblatt, N. J., Hurt, C. P., Crenshaw, J., et Grabiner, M. D. (2012). Does lower extremity osteoarthritis exacerbate risk factors for falls in older adults?. *Women's Health*, 8(6), 685-698. <https://doi.org/10.2217/WHE.12.53>
- Horak, F. B., et Nashner, L. M. (1986). Central programming of postural movements: adaptation to altered support-surface configurations. *Journal of Neurophysiology*, 55(6), 1369-1381. <https://doi.org/10.1152/jn.1986.55.6.1369>
- Horak, F. B., Nashner, L. M., et Diener, H. C. (1990). Postural strategies associated with somatosensory and vestibular loss. *Experimental Brain Research*, 82(1). <https://doi.org/10.1007/BF00230848>
- Horak, F., Shupert, C., et Mirka, A. (1989). Components of postural dyscontrol in the elderly: a review. *Neurobiology of Aging*, 10(6), 727-738. [https://doi.org/10.1016/0197-4580\(89\)90010-9](https://doi.org/10.1016/0197-4580(89)90010-9)
- Howe, T. E., Rochester, L., Neil, F., Skelton, D. A., et Ballinger, C. (2012). Exercise for improving balance in older people. *Cochrane Database of Systematic Reviews*, 11.
- Howland, J., Lachman, M. E., Peterson, E. W., Cote, J., Kasten, L., et Jette, A. (1998). Covariates of fear of falling and associated activity curtailment. *The Gerontologist*, 38(5), 549-555.
- Howland, J., Peterson, E. W., Levin, W. C., Fried, L., Pordon, D., et Bak, S. (1993). Fear of falling among the community-dwelling elderly. *Journal of Aging and Health*, 5(2), 229-243.
- Hu, Y. N., Chung, Y. J., Yu, H. K., Chen, Y. C., Tsai, C. T., et Hu, G. C. (2016). Effect of Tai Chi exercise on fall prevention in older adults: systematic review and meta-analysis of

- randomized controlled trials. *International Journal of Gerontology*, 10(3), 131-136.
<https://doi.org/10.1016/j.ijge.2016.06.002>
- Huang, A. R., Mallet, L., Rochefort, C. M., Egualé, T., Buckeridge, D. L., et Tamblyn, R. (2012). Medication-related falls in the elderly: causative factors and preventive strategies. *Drugs & Aging*, 29(5), 359-376. <https://doi.org/10.2165/11599460-000000000-00000>
- Huang, H. C., Gau, M. L., Lin, W. C., et George, K. (2003). Assessing risk of falling in older adults. *Public Health Nursing*, 20(5), 399-411. <https://doi.org/10.1046/j.1525-1446.2003.20508.x>
- Huang, T. T., Yang, L. H., et Liu, C. Y. (2011). Reducing the fear of falling among community-dwelling elderly adults through cognitive-behavioural strategies and intense Tai Chi exercise: a randomized controlled trial. *Journal of Advanced Nursing*, 67(5), 961-971. <https://doi.org/10.1111/j.1365-2648.2010.05553.x>
- Huang, Y. L., Liu, R. Y., Wang, Q. S., Van Someren, E. J. W., Xu, H., et Zhou, J. N. (2002). Age-associated difference in circadian sleep-wake and rest-activity rhythms. *Physiology & Behavior*, 76(4-5), 597-603. [https://doi.org/10.1016/S0031-9384\(02\)00733-3](https://doi.org/10.1016/S0031-9384(02)00733-3)
- Huang, Z. G., Feng, Y. H., Li, Y. H., et Lv, C. S. (2017). Systematic review and meta-analysis: Tai Chi for preventing falls in older adults. *BMJ Open*, 7(2), e013661. <https://doi.org/10.1136/bmjopen-2016-013661>
- Hue, O. A., Seynnes, O., Ledrole, D., Colson, S. S., et Bernard, P. L. (2004). Effects of a physical activity program on postural stability in older people. *Aging Clinical and Experimental Research*, 16(5), 356-362. <https://doi.org/10.1007/BF03324564>

- Hughes, V. A., Frontera, W. R., Roubenoff, R., Evans, W. J., et Singh, M. A. F. (2002). Longitudinal changes in body composition in older men and women: role of body weight change and physical activity. *The American Journal of Clinical Nutrition*, 76(2), 473-481. <https://doi.org/10.1093/ajcn/76.2.473>
- Huxhold, O., Li, S. C., Schmiedek, F., et Lindenberger, U. (2006). Dual-tasking postural control: Aging and the effects of cognitive demand in conjunction with focus of attention. *Brain Research Bulletin*, 69(3), 294-305. <https://doi.org/10.1016/j.brainresbull.2006.01.002>
- Huxhold, O., Li, S. C., Schmiedek, F., Smith, J., et Lindenberger, U. (2011). Age differences in processing fluctuations in postural control across trials and across days. *Psychology and Aging*, 26(3), 731-737. <https://doi.org/10.1037/a0024146>
- Imaoka, M., Higuchi, Y., Todo, E., Kitagawa, T., et Ueda, T. (2016). Low-frequency exercise and vitamin D supplementation reduce falls among institutionalized frail elderly. *International Journal of Gerontology*, 10(4), 202-206. <https://doi.org/10.1016/j.ijge.2016.02.005>
- Inglis, J. T., Kennedy, P. M., Wells, C., et Chua, R. (2002). The role of cutaneous receptors in the foot. Dans S. C. Gandevia, U. Proske, et D. G. Stuart (éd.), *Sensorimotor Control of Movement and Posture* (Vol. 508, p. 111-117). Boston, MA: Springer Science & Business Media. https://doi.org/10.1007/978-1-4615-0713-0_14
- Ingram, N. T., Sampath, A. P., et Fain, G. L. (2016). Why are rods more sensitive than cones?. *The Journal of Physiology*, 594(19), 5415-5426. <https://doi.org/10.1113/JP272556>

- Insee. (2016). *Tableaux de l'économie française : édition 2016*. Paris: Institut National de la Statistique et des Etudes Economiques.
- INSERM. (2015). *Activité physique et prévention des chutes chez les personnes âgées*. (p. XII-508) [Expertise collective]. Paris: Institut National de la Santé et de la Recherche Médicale.
- Institut de Veille Sanitaire. (2007). Épidémiologie et prévention des chutes chez les personnes âgées. *Bulletin Epidémiologique Hebdomadaire*, 37-38(Numéro thématique), 317-332.
- Isanejad, M., Mursu, J., Sirola, J., Kröger, H., Rikkinen, T., Tuppurainen, M., et Erkkilä, A. T. (2016). Dietary protein intake is associated with better physical function and muscle strength among elderly women. *British Journal of Nutrition*, 115(7), 1281-1291.
<https://doi.org/10.1017/S000711451600012X>
- Issurin, V. B. (2010). New Horizons for the Methodology and Physiology of Training Periodization. *Sports Medicine*, 40(3), 189-206.
- Iwasaki, T., Goto, N., Goto, J., Ezure, H., et Moriyama, H. (2003). The aging of human Meissner's corpuscles as evidenced by parallel sectioning. *Okajimas Folia Anatomica Japonica*, 79(6), 185-189.
- Jamet, M., Deviterne, D., Gauchard, G. C., Vançon, G., et Perrin, P. P. (2004). Higher visual dependency increases balance control perturbation during cognitive task fulfilment in elderly people. *Neuroscience Letters*, 359(1-2), 61-64.
<https://doi.org/10.1016/j.neulet.2004.02.010>
- Janssen, I., Heymsfield, S. B., et Ross, R. (2002). Low relative skeletal muscle mass (sarcopenia) in older persons is associated with functional impairment and physical

disability. *Journal of the American Geriatrics Society*, 50(5), 889-896.

<https://doi.org/10.1046/j.1532-5415.2002.50216.x>

Jeandel, C., Bernard, P., et Seynnes, O. (2004). *Aptitude physique, santé et vieillissement*.

Montpellier, France : Sauramps médical.

Johansson, R. S., et Flanagan, J. R. (2009). Coding and use of tactile signals from the fingertips in object manipulation tasks. *Nature Reviews Neuroscience*, 10(5), 345-359.

<https://doi.org/10.1038/nrn2621>

Johnson, B. D., et Dempsey, J. A. (1991). Demand vs capacity in the aging pulmonary system. *Exercise and Sport Sciences Reviews*, 19(1), 171-210.

Johnson, K. (2001). The roles and functions of cutaneous mechanoreceptors. *Current Opinion in Neurobiology*, 11(4), 455-461. [https://doi.org/10.1016/S0959-4388\(00\)00234-8](https://doi.org/10.1016/S0959-4388(00)00234-8)

Kaiser, H. F. (1960). The application of electronic computers to factor Analysis. *Educational and Psychological Measurement*, 20(1), 141-151.

<https://doi.org/10.1177/001316446002000116>

Kallio, J., Sogaard, K., Avela, J., Komi, P., Selänne, H., et Linnamo, V. (2012). Age-related decreases in motor unit discharge rate and force control during isometric plantar flexion. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 22(6), 983-989.

<https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2012.05.009>

Kalron, A., Pasitselsky, D., Greenberg-Abrahami, M., et Achiron, A. (2015). Do textured insoles affect postural control and spatiotemporal parameters of gait and plantar sensation in people with Multiple Sclerosis? *PM&R*, 7(1), 17-25.

<https://doi.org/10.1016/j.pmrj.2014.08.942>

- Kamei, T., Kajii, F., Yamamoto, Y., Irie, Y., Kozakai, R., Sugimoto, T., ... Niino, N. (2015). Effectiveness of a home hazard modification program for reducing falls in urban community-dwelling older adults: a randomized controlled trial. *Japan Journal of Nursing Science*, 12(3), 184-197. <https://doi.org/10.1111/jjns.12059>
- Kamina, P. (2012). *Atlas d'Anatomie: Morphologie, Fonction, Clinique*. Maloine.
- Kaminski, T. R., et Simpkins, S. (2001). The effects of stance configuration and target distance on reaching. *Experimental Brain Research*, 136(4), 439-446. <https://doi.org/10.1007/s002210000604>
- Kao, S., Wang, Y. C., Tzeng, Y. M., Liang, C. K., et Lin, F. G. (2012). Interactive effect between depression and chronic medical conditions on fall risk in community-dwelling elders. *International Psychogeriatrics*, 24(9), 1409-1418. <https://doi.org/10.1017/S1041610212000646>
- Kavounoudias, A., Roll, R., et Roll, J. P. (1998). The plantar sole is a 'dynamometric map' for human balance control. *NeuroReport*, 9(14), 3247-3252. <https://doi.org/10.1097/00001756-199810050-00021>
- Kelly, K. D., Pickett, W., Yiannakoulis, N., Rowe, B. H., Schopflocher, D. P., Svenson, L., et Voaklander, D. C. (2003). Medication use and falls in community-dwelling older persons. *Age and Ageing*, 32, 503-509.
- Kelly, V. E., Schrage, M. A., Price, R., Ferrucci, L., et Shumway-Cook, A. (2008). Age-associated effects of a concurrent cognitive task on gait speed and stability during narrow-base walking. *The Journals of Gerontology Series A: Biological Sciences and Medical Sciences*, 63(12), 1329-1334. <https://doi.org/10.1093/gerona/63.12.1329>

- Kelsey, J. L., Berry, S. D., Procter-Gray, E., Quach, L., Nguyen, U. S. D. T., Li, W., ... Hannan, M. T. (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(11), 2135-2141.
<https://doi.org/10.1111/j.1532-5415.2010.03062.x>
- Kelsey, J. L., Procter-Gray, E., Berry, S. D., Hannan, M. T., Kiel, D. P., Lipsitz, L. A., et Li, W. (2012). Reevaluating the implications of recurrent falls in older adults: location changes the inference. *Journal of the American Geriatrics Society*, 60(3), 517-524.
<https://doi.org/10.1111/j.1532-5415.2011.03834.x>
- Kemoun, G., Thoumie, P., Boisson, D., et Guieu, J. D. (2002). Ankle dorsiflexion delay can predict falls in the elderly. *Journal of Rehabilitation Medicine*, 34(6), 278-283.
<https://doi.org/10.1080/165019702760390374>
- Kennedy, C. C., Ioannidis, G., Thabane, L., Adachi, J. D., Marr, S., Giangregorio, L. M., ... Papaioannou, A. (2015). Successful knowledge translation intervention in long-term care: final results from the vitamin D and osteoporosis study (ViDOS) pilot cluster randomized controlled trial. *Trials*, 16(1). <https://doi.org/10.1186/s13063-015-0720-3>
- Kennedy, P. M., et Inglis, J. T. (2002). Distribution and behaviour of glabrous cutaneous receptors in the human foot sole. *The Journal of Physiology*, 538(3), 995-1002.
<https://doi.org/10.1113/jphysiol.2001.013087>
- Keshner, E. A., et Cohen, H. (1989). Current concepts of the vestibular system reviewed: 1. The role of the vestibulospinal system in postural control. *American Journal of Occupational Therapy*, 43(5), 320-330. <https://doi.org/10.5014/ajot.43.5.320>

- Khachiyants, N., Trinkle, D., Son, S. J., et Kim, K. Y. (2011). Sundown syndrome in persons with dementia: an update. *Psychiatry Investigation*, 8(4), 275-287.
<https://doi.org/10.4306/pi.2011.8.4.275>
- Khan, S., et Chang, R. (2013). Anatomy of the vestibular system: a review. *NeuroRehabilitation*, 32(3), 437–443. <https://doi.org/10.3233/NRE-130866>
- Kilby, M. C., Molenaar, P. C. M., et Newell, K. M. (2015). Models of postural control: shared variance in joint and COM motions. *PLOS ONE*, 10(5), e0126379.
<https://doi.org/10.1371/journal.pone.0126379>
- Kilgour, A. H., Todd, O. M., et Starr, J. M. (2014). A systematic review of the evidence that brain structure is related to muscle structure and their relationship to brain and muscle function in humans over the lifecourse. *BMC Geriatrics*, 14(85).
<https://doi.org/10.1186/1471-2318-14-85>
- King, M. B., et Tinetti, M. E. (1995). Falls in community-dwelling older persons. *Journal of the American Geriatrics Society*, 43(10), 1146-1154. <https://doi.org/10.1111/j.1532-5415.1995.tb07017.x>
- Kirkendall, D. T., et Garrett, W. E. (1998). The effects of aging and training on skeletal muscle. *The American Journal of Sports Medicine*, 26(4), 598-602.
<https://doi.org/10.1177/03635465980260042401>
- Kirkwood, R. N., Gomes, H. A., Sampaio, R. F., Furtado, S. R. C., et Moreira, B. S. (2016). Spatiotemporal and variability gait data in community-dwelling elderly women from Brazil. *Brazilian Journal of Physical Therapy*, 20(3), 258-266.
<https://doi.org/10.1590/bjpt-rbf.2014.0157>

- Kolanowski, A., Buettner, L., Litaker, M., et Yu, F. (2006). Factors that relate to activity engagement in nursing home residents. *American Journal of Alzheimer's Disease & Other Dementiasr*, 21(1), 15-22. <https://doi.org/10.1177/153331750602100109>
- Korchi, K., Noé, F., Bru, N., Monce, M., Cabianca-Martin, O., et Paillard, T. (2019). Influence of plantar cutaneous sensitivity on daily fluctuations of postural control and gait in institutionalized older adults: a hierarchical cluster analysis. *Chronobiology International*, 36(6), 870-882. <https://doi.org/10.1080/07420528.2019.1594869>
- Kraus, N., et Chandrasekaran, B. (2010). Music training for the development of auditory skills. *Nature Reviews Neuroscience*, 11(8), 599-605. <https://doi.org/10.1038/nrn2882>
- Kulmala, J., Viljanen, A., Sipila, S., Pajala, S., Parssinen, O., Kauppinen, M., ... Rantanen, T. (2009). Poor vision accompanied with other sensory impairments as a predictor of falls in older women. *Age and Ageing*, 38(2), 162-167.
- Kumar, A., Delbaere, K., Zijlstra, G. A. R., Carpenter, H., Iliffe, S., Masud, T., ... Kendrick, D. (2016). Exercise for reducing fear of falling in older people living in the community: Cochrane systematic review and meta-analysis. *Age and Ageing*, 45(3), 345-352. <https://doi.org/10.1093/ageing/afw036>
- Kuo, H. K., Yang, C. C. H., Yu, Y. H., Tsai, K. T., et Chen, C. Y. (2010). Gender-specific association between self-reported sleep duration and falls in high-functioning older adults. *The Journals of Gerontology Series A: Biological Sciences and Medical Sciences*, 65A(2), 190-196. <https://doi.org/10.1093/gerona/glp143>
- Küusmaa, M., Schumann, M., Sedliak, M., Kraemer, W. J., Newton, R. U., Malinen, J. P., ... Häkkinen, K. (2016). Effects of morning versus evening combined strength and endurance training on physical performance, muscle hypertrophy, and serum hormone

concentrations. *Applied Physiology, Nutrition, and Metabolism*, 41(12), 1285-1294.

<https://doi.org/10.1139/apnm-2016-0271>

Küusmaa-Schildt, M., Eklund, D., Avela, J., Rytönen, T., Newton, R., Izquierdo, M., et Häkkinen, K. (2017). Neuromuscular adaptations to combined strength and endurance training: order and time-of-day. *International Journal of Sports Medicine*, 38(09), 707-716. <https://doi.org/10.1055/s-0043-101376>

Kwan, R. L. C., Zheng, Y. P., et Cheing, G. L. Y. (2010). The effect of aging on the biomechanical properties of plantar soft tissues. *Clinical Biomechanics*, 25(6), 601-605. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2010.04.003>

Kwon, Y. H., Choi, Y. W., Nam, S. H., et Lee, M. H. (2014). Kwon, Y. H., Choi, Y. W., Nam, S. H., et Lee, M. H. (2014). The influence of time of day on static and dynamic postural control in normal adults. *Journal of Physical Therapy Science*, 26(3), 409-412. <https://doi.org/10.1589/jpts.26.409>

Lachman, M. E., Howland, J., Tennstedt, S., Jette, A., Assmann, S., et Peterson, E. W. (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*, 53B(1), P43-P50. <https://doi.org/10.1093/geronb/53B.1.P43>

Lacour, M., Barthelemy, J., Borel, L., Magnan, J., Xerri, C., Chays, A., et Ouaknine, M. (1997). Sensory strategies in human postural control before and after unilateral vestibular neurotomy. *Experimental Brain Research*, 115(2), 300-310. <https://doi.org/10.1007/PL00005698>

Lacour, M., Bernard-Demanze, L., et Dumitrescu, M. (2008). Posture control, aging, and attention resources: models and posture-analysis methods. *Neurophysiologie*

Clinique/Clinical Neurophysiology, 38(6), 411-421.

<https://doi.org/10.1016/j.neucli.2008.09.005>

Lacroix, A., Hortobágyi, T., Beurskens, R., et Granacher, U. (2017). Effects of supervised vs. unsupervised training programs on balance and muscle strength in older adults: a systematic review and meta-analysis. *Sports Medicine*, 47(11), 2341-2361.

<https://doi.org/10.1007/s40279-017-0747-6>

Lamoureux, E., Gadgil, S., Pesudovs, K., Keeffe, J., Fenwick, E., Dirani, M., ... Rees, G. (2010). The relationship between visual function, duration and main causes of vision loss and falls in older people with low vision. *Graefe's Archive for Clinical and Experimental Ophthalmology*, 248(4), 527-533. <https://doi.org/10.1007/s00417-009-1260-x>

Lauber, B., Keller, M., Gollhofer, A., Müller, E., et Taube, W. (2011). Spinal reflex plasticity in response to alpine skiing in the elderly. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, 21, 62-68. <https://doi.org/10.1111/j.1600-0838.2011.01343.x>

Laughton, C. A., Slavin, M., Katdare, K., Nolan, L., Bean, J. F., Kerrigan, D. C., ... Collins, J. J. (2003). Aging, muscle activity, and balance control: physiologic changes associated with balance impairment. *Gait & Posture*, 18(2), 101-108.

[https://doi.org/10.1016/S0966-6362\(02\)00200-X](https://doi.org/10.1016/S0966-6362(02)00200-X)

Lê, S., Josse, J., et Husson, F. (2008). FactoMineR: an R package for multivariate analysis. *Journal of Statistical Software*, 25(1). <https://doi.org/10.18637/jss.v025.i01>

Lee, D., Kim, J. M., Choi, C. Y., Shin, D., Park, K. H., et Cho, J. G. (2010). Age-related changes of ocular parameters in Korean subjects. *Clinical Ophthalmology*, 4, 725-730.

<https://doi.org/10.2147/OPHTH.S11661>

- Lee, I. H., et Park, S. (2013). Balance improvement by strength training for the elderly. *Journal of Physical Therapy Science*, 25(12), 1591-1593.
<https://doi.org/10.1589/jpts.25.1591>
- Lee, S. H., et Kim, H. S. (2017). Exercise interventions for preventing falls among older people in care facilities: a meta-analysis. *Worldviews on Evidence-Based Nursing*, 14(1), 74-80. <https://doi.org/10.1111/wvn.12193>
- Lehtola, S., Koistinen, P., et Luukinen, H. (2006). Falls and injurious falls late in home-dwelling life. *Archives of Gerontology and Geriatrics*, 42(2), 217-224.
<https://doi.org/10.1016/j.archger.2005.07.002>
- Leigh, R. J., et Zee, D. S. (2015). *The neurology of eye movements*. (5^e éd.). New York, États-Unis: Oxford University Press.
- Lemon, R. N. (2008). Descending pathways in motor control. *Annual Review of Neuroscience*, 31(1), 195-218. <https://doi.org/10.1146/annurev.neuro.31.060407.125547>
- Lesinski, M., Hortobágyi, T., Muehlbauer, T., Gollhofer, A., et Granacher, U. (2015). Effects of balance training on balance performance in healthy older adults: a systematic review and meta-analysis. *Sports Medicine*, 45(12), 1721-1738. <https://doi.org/10.1007/s40279-015-0375-y>
- Lewis, P., Korf, H. W., Kuffer, L., Groß, J. V., et Erren, T. C. (2018). Exercise time cues (zeitgebers) for human circadian systems can foster health and improve performance: a systematic review. *BMJ Open Sport & Exercise Medicine*, 4(1), e000443.
<https://doi.org/10.1136/bmjsem-2018-000443>
- Lexell, J., Downham, D. Y., Larsson, Y., Bruhn, E., et Morsing, B. (1995). Heavy-resistance training in older Scandinavian men and women: short- and long-term effects on arm and

leg muscles. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, 5(6), 329-341.

<https://doi.org/10.1111/j.1600-0838.1995.tb00055.x>

Lexell, J., Taylor, C. C., et Sjöström, M. (1988). What is the cause of the ageing atrophy?:

Total number, size and proportion of different fiber types studied in whole vastus lateralis muscle from 15-to 83-year-old men. *Journal of the Neurological Sciences*, 84(2-3), 275-294.

Li, F., Fisher, K. J., Harmer, P., McAuley, E., et Wilson, N. L. (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(5), P283-P290. <https://doi.org/10.1093/geronb/58.5.P283>

Li, K. Z. H., Roudaia, E., Lussier, M., Bherer, L., Leroux, A., et McKinley, P. A. (2010).

Benefits of cognitive dual-task training on balance performance in healthy older adults. *The Journals of Gerontology Series A: Biological Sciences and Medical Sciences*, 65A(12), 1344-1352. <https://doi.org/10.1093/gerona/glq151>

Li, Karen Z. H., Bherer, L., Mirelman, A., Maidan, I., et Hausdorff, J. M. (2018). Cognitive

Involvement in balance, gait and dual-tasking in aging: a focused review from a neuroscience of aging perspective. *Frontiers in Neurology*, 9(913).

<https://doi.org/10.3389/fneur.2018.00913>

Lirani-Silva, E., Vitória, R., Barbieri, F. A., Orcioli-Silva, D., Simieli, L., et Gobbi, L. T. B.

(2017). Continuous use of textured insole improve plantar sensation and stride length of people with Parkinson's disease: a pilot study. *Gait & Posture*, 58, 495-497.

<https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2017.09.017>

- Liu, B., Anderson, G., Mittmann, N., To, T., Axcell, T., et Shear, N. (1998). Use of selective serotonin-reuptake inhibitors or tricyclic antidepressants and risk of hip fractures in elderly people. *The Lancet*, 351(9112), 1303-1307. [https://doi.org/10.1016/S0140-6736\(97\)09528-7](https://doi.org/10.1016/S0140-6736(97)09528-7)
- Liu, J. X., Eriksson, P. O., Thornell, L. E., et Pedrosa-Domellöf, F. (2005). Fiber content and myosin heavy chain composition of muscle spindles in aged human biceps brachii. *Journal of Histochemistry & Cytochemistry*, 53(4), 445-454. <https://doi.org/10.1369/jhc.4A6257.2005>
- Lockhart, T. E., et Shi, W. (2010). Effects of age on dynamic accommodation. *Ergonomics*, 53(7), 892-903. <https://doi.org/10.1080/00140139.2010.489968>
- Lockhart, T. E., Smith, J. L., et Woldstad, J. C. (2005). Effects of aging on the biomechanics of slips and falls. *Human Factors: The Journal of the Human Factors and Ergonomics Society*, 47(4), 708-729. <https://doi.org/10.1518/001872005775571014>
- López, S. R., Nilsson, C., Lund, R., Montero, P., Fernández-Ballesteros, R., et Avlund, K. (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(2), e139-e145. <https://doi.org/10.1016/j.archger.2011.11.004>
- Lopez, P., Pinto, R. S., Radaelli, R., Rech, A., Grazioli, R., Izquierdo, M., et Cadore, E. L. (2018). Benefits of resistance training in physically frail elderly: a systematic review. *Aging Clinical and Experimental Research*, 30(8), 889-899. <https://doi.org/10.1007/s40520-017-0863-z>

- Lord, S. R., et Bashford, G. M. (1996). Shoe characteristics and balance in older women. *Journal of the American Geriatrics Society*, 44(4), 429-433.
<https://doi.org/10.1111/j.1532-5415.1996.tb06416.x>
- Lord, S. R., Clark, R. D., et Webster, I. W. (1991). Physiological factors associated with falls in an elderly population. *Journal of the American Geriatrics Society*, 39(12), 1194-1200. <https://doi.org/10.1111/j.1532-5415.1991.tb03574.x>
- Lord, S. R., et Menz, H. B. (2000). Visual Contributions to Postural Stability in Older Adults. *Gerontology*, 46(6), 306-310. <https://doi.org/10.1159/000022182>
- Lowrey, C. R., Strzalkowski, N. D. J., et Bent, L. R. (2013). Cooling reduces the cutaneous afferent firing response to vibratory stimuli in glabrous skin of the human foot sole. *Journal of Neurophysiology*, 109(3), 839-850. <https://doi.org/10.1152/jn.00381.2012>
- Luukinen, H., Koski, K., Laippala, P., et Kivela, S. L. (1995). Risk factors for recurrent falls in the elderly in long-term institutional care. *Public Health*, 109(1), 57-65.
[https://doi.org/10.1016/S0033-3506\(95\)80076-X](https://doi.org/10.1016/S0033-3506(95)80076-X)
- Ma, C. C., Lee, Y. J., Chen, B., et Aruin, A. S. (2016). Immediate and short-term effects of wearing a single textured insole on symmetry of stance and gait in healthy adults. *Gait & Posture*, 49, 190-195. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2016.07.010>
- MacCallum, R. C., Widaman, K. F., Zhang, S., et Hong, S. (1999). Sample size in factor analysis. *Psychological Methods*, 4(1), 84-99.
- Machado, Á. S., Bombach, G. D., Duysens, J., et Carpes, F. P. (2016). Differences in foot sensitivity and plantar pressure between young adults and elderly. *Archives of Gerontology and Geriatrics*, 63, 67-71. <https://doi.org/10.1016/j.archger.2015.11.005>

- Machado, Á. S., da Silva, C. B. P., da Rocha, E. S., et Carpes, F. P. (2017). Effects of plantar foot sensitivity manipulation on postural control of young adult and elderly. *Revista Brasileira de Reumatologia (English Edition)*, 57(1), 30-36.
<https://doi.org/10.1016/j.rbre.2016.03.007>
- Madhusoodanan, S., Madhusoodanan, N., Serper, M., Sullivan, S. J., D'Antonio, E., Negi, R., et Brenner, R. (2010). Cognitive status changes based on time of day in nursing home patients with and without dementia. *American Journal of Alzheimer's Disease & Other Dementias*, 25(6), 498-504. <https://doi.org/10.1177/1533317510372373>
- Mahlknecht, P., Kiechl, S., Bloem, B. R., Willeit, J., Scherfler, C., Gasperi, A., ... Seppi, K. (2013). Prevalence and burden of gait disorders in elderly men and women aged 60–97 years: a population-based study. *PLOS ONE*, 8(7), e69627.
<https://doi.org/10.1371/journal.pone.0069627>
- Mainenti, M. R. M., Rodrigues, E. D. C., Oliveira, J. F. D., Ferreira, A. D. S., Dias, C. M., et Silva, A. L. D. S. (2011). Adiposity and postural balance control: correlations between bioelectrical impedance and stabilometric signals in elderly Brazilian women. *Clinics*, 66(9), 1513-1518.
- Maitre, J., Gasnier, Y., Bru, N., Jully, J. L., et Paillard, T. (2013). Discrepancy in the involution of the different neural loops with age. *European Journal of Applied Physiology*, 113(7), 1821-1831. <https://doi.org/10.1007/s00421-013-2608-9>
- Maitre, J., et Paillard, T. P. (2016). Influence of the plantar cutaneous information in postural regulation depending on the age and the physical activity status. *Frontiers in Human Neuroscience*, 10(409). <https://doi.org/10.3389/fnhum.2016.00409>

- Maki, B. E., Holliday, P. J., et Fernie, G. R. (1990). Aging and postural control: a comparison of spontaneous- and induced-sway balance tests. *Journal of the American Geriatrics Society*, 38(1), 1-9. <https://doi.org/10.1111/j.1532-5415.1990.tb01588.x>
- Maki, B. E., Holliday, P. J., et Topper, A. K. (1991). Fear of falling and postural performance in the elderly. *Journal of Gerontology*, 46(4), M123-M131. <https://doi.org/10.1093/geronj/46.4.M123>
- Maki, B. E., Holliday, P. J., et Topper, A. K. (1994). A prospective study of postural balance and risk of falling in an ambulatory and independent elderly population. *Journal of Gerontology*, 49(2), M72-M84. <https://doi.org/10.1093/geronj/49.2.M72>
- Maki, B. E., McIlroy, W. E., et Perry, S. D. (1996). Influence of lateral destabilization on compensatory stepping responses. *Journal of Biomechanics*, 29(3), 343-353. [https://doi.org/10.1016/0021-9290\(95\)00053-4](https://doi.org/10.1016/0021-9290(95)00053-4)
- Maki, B. E. (1997). Gait changes in older adults: predictors of falls or indicators of fear? *Journal of the American Geriatrics Society*, 45(3), 313-320. <https://doi.org/10.1111/j.1532-5415.1997.tb00946.x>
- Maki, B. E., et McIlroy, W. E. (1997). The role of limb movements in maintaining upright stance: the “change-in-support” strategy. *Physical Therapy*, 77(5), 488-507. <https://doi.org/10.1093/ptj/77.5.488>
- Malouin, F., Richards, C. L., Jackson, P. L., Dumas, F., et Doyon, J. (2003). Brain activations during motor imagery of locomotor-related tasks: A PET study. *Human Brain Mapping*, 19(1), 47-62. <https://doi.org/10.1002/hbm.10103>
- Manckoundia, P., Thomas, F., Buatois, S., Guize, L., Jegou, B., Aquino, J. P., et Benetos, A. (2008). Impact of clinical, psychological, and social factors on decreased Tinetti test

- score in community-living elderly subjects: a prospective study with two-year follow-up. *Medical Science Monitor*, 14(6), CR316-CR322.
- Manty, M., Heinonen, A., Viljanen, A., Pajala, S., Koskenvuo, M., Kaprio, J., et Rantanen, T. (2009). Outdoor and indoor falls as predictors of mobility limitation in older women. *Age and Ageing*, 38(6), 757-761. <https://doi.org/10.1093/ageing/afp178>
- Massion, J. (1994). Postural control system. *Current Opinion in Neurobiology*, 4(6), 877-887. [https://doi.org/10.1016/0959-4388\(94\)90137-6](https://doi.org/10.1016/0959-4388(94)90137-6)
- Massion, J. (1998). Postural control systems in developmental perspective. *Neuroscience & Biobehavioral Reviews*, 22(4), 465-472. [https://doi.org/10.1016/S0149-7634\(97\)00031-6](https://doi.org/10.1016/S0149-7634(97)00031-6)
- Mathieson, A. J., Darlington, C. L., et Smith, P. F. (1999). Dizziness in the elderly and age-related degeneration of the vestibular system. *New Zealand Journal of Psychology*, 28, 10-16.
- Matsumoto, H., Konoma, Y., Shimizu, T., Okabe, S., Shiota, Y., Hanajima, R., ... Ugawa, Y. (2012). Aging influences central motor conduction less than peripheral motor conduction: a transcranial magnetic stimulation study. *Muscle & Nerve*, 46(6), 926-931. <https://doi.org/10.1002/mus.23430>
- Mauvieux, B., Davenne, D., Gruau, S., Sesboüé, B., et Denise, P. (2003). Effet de l'entraînement physique et sportif sur le rythme circadien de la température et le rythme veille-sommeil chez la personne âgée. *Science & Sports*, 18(2), 93-103. [https://doi.org/10.1016/S0765-1597\(02\)00047-3](https://doi.org/10.1016/S0765-1597(02)00047-3)

McComas, A. J., Galea, V., et de Bruin, H. (1993). Motor unit populations in healthy and diseased muscles. *Physical Therapy*, 73(12), 868-877.

<https://doi.org/10.1093/ptj/73.12.868>

McIlroy, W. E., et Maki, B. E. (1993). Changes in early ‘automatic’ postural responses associated with the prior-planning and execution of a compensatory step. *Brain Research*, 631(2), 203-211.

[https://doi.org/10.1016/0006-8993\(93\)91536-2](https://doi.org/10.1016/0006-8993(93)91536-2)

McKay, M. J., Baldwin, J. N., Ferreira, P., Simic, M., Vanicek, N., Wojciechowski, E., ... Burns, J. (2017). Spatiotemporal and plantar pressure patterns of 1000 healthy individuals aged 3–101 years. *Gait & Posture*, 58, 78-87.

<https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2017.07.004>

McKenzie, S. (2019). How does the suprachiasmatic nucleus (SCN) control circadian rhythm?. Repéré à [https://www.news-medical.net/health/How-Does-the-](https://www.news-medical.net/health/How-Does-the-Suprachiasmatic-Nucleus-(SCN)-Control-Circadian-Rhythm.aspx)

[Suprachiasmatic-Nucleus-\(SCN\)-Control-Circadian-Rhythm.aspx](https://www.news-medical.net/health/How-Does-the-Suprachiasmatic-Nucleus-(SCN)-Control-Circadian-Rhythm.aspx)

McKeon, P. O., Hertel, J., Bramble, D., et Davis, I. (2015). The foot core system: a new paradigm for understanding intrinsic foot muscle function. *British Journal of Sports Medicine*, 49(5), 290-290.

<https://doi.org/10.1136/bjsports-2013-092690>

Melancon, M. O., Lorrain, D., et Dionne, I. J. (2015). Sleep depth and continuity before and after chronic exercise in older men: electrophysiological evidence. *Physiology & Behavior*, 140, 203-208.

<https://doi.org/10.1016/j.physbeh.2014.12.031>

Melton, L. J., Khosla, S., Crowson, C. S., O’Connor, M. K., O’Fallon, W. M., et Riggs, B. L. (2000). Epidemiology of sarcopenia. *Journal of the American Geriatrics Society*, 48(6),

625-630. <https://doi.org/10.1111/j.1532-5415.2000.tb04719.x>

- Melzer, I., Benjuya, N., et Kaplanski, J. (2003). Effects of regular walking on postural stability in the elderly. *Gerontology*, 49(4), 240-245. <https://doi.org/10.1159/000070404>
- Melzer, I., Benjuya, N., et Kaplanski, J. (2004). Postural stability in the elderly: a comparison between fallers and non-fallers. *Age and Ageing*, 33(6), 602-607. <https://doi.org/10.1093/ageing/afh218>
- Menant, J. C., Steele, J. R., Menz, H. B., Munro, B. J., et Lord, S. R. (2008). Optimizing footwear for older people at risk of falls. *Journal of Rehabilitation Research and Development*, 45(8), 1167-1182.
- Menz, H. B., Lord, S. R., et Fitzpatrick, R. C. (2003). Age-related differences in walking stability. *Age and Ageing*, 32(2), 137-142. <https://doi.org/10.1093/ageing/32.2.137>
- Mickle, K. J., Munro, B. J., Lord, S. R., Menz, H. B., et Steele, J. R. (2011). Gait, balance and plantar pressures in older people with toe deformities. *Gait & Posture*, 34(3), 347-351. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2011.05.023>
- Milat, A. J., Watson, W. L., Monger, C., Barr, M., Giffin, M., et Reid, M. (2011). Prevalence, circumstances and consequences of falls among community-dwelling older people: results of the 2009 NSW Falls Prevention Baseline Survey. *New South Wales Public Health Bulletin*, 22(4), 43-48. <https://doi.org/10.1071/NB10065>
- Mitchell, R., Curtis, K., Watson, W. L., et Nau, T. (2010). Age differences in fall-related injury hospitalisations and trauma presentations. *Australasian Journal on Ageing*, 29(3), 117-125. <https://doi.org/10.1111/j.1741-6612.2010.00413.x>
- Mixco, A., Reynolds, M., Tracy, B., et Reiser, R. F. (2012). Aging-related cocontraction effects during ankle strategy balance recovery following tether release in women. *Journal of Motor Behavior*, 44(1), 1-11. <https://doi.org/10.1080/00222895.2011.633944>

- Montero-Odasso, M., Verghese, J., Beauchet, O., et Hausdorff, J. M. (2012). Gait and cognition: a complementary approach to understanding brain function and the risk of falling. *Journal of the American Geriatrics Society*, 60(11), 2127-2136.
<https://doi.org/10.1111/j.1532-5415.2012.04209.x>
- Mordi, J. A., et Ciuffreda, K. J. (1998). Static aspects of accommodation: age and presbyopia. *Vision Research*, 38(11), 1643-1653. [https://doi.org/10.1016/S0042-6989\(97\)00336-2](https://doi.org/10.1016/S0042-6989(97)00336-2)
- Moreland, J. D., Richardson, J. A., Goldsmith, C. H., et Clase, C. M. (2004). Muscle weakness and falls in older adults: a systematic review and meta-analysis. *Journal of the American Geriatrics Society*, 52(7), 1121-1129. <https://doi.org/10.1111/j.1532-5415.2004.52310.x>
- Morioka, S., Fujita, H., Hiyamizu, M., Maeoka, H., et Matsuo, A. (2011). Effects of plantar perception training on standing posture balance in the old old and the very old living in nursing facilities: a randomized controlled trial. *Clinical Rehabilitation*, 25(11), 1011-1020. <https://doi.org/10.1177/0269215510395792>
- Morioka, S., Hiyamizu, M., Fukumoto, T., Kataoka, Y., et Yagi, F. (2009). Effects of plantar hardness discrimination training on standing postural balance in the elderly: a randomized controlled trial. *Clinical Rehabilitation*, 23(6), 483-491.
<https://doi.org/10.1177/0269215508101731>
- Muir, S. W., Gopaul, K., et Montero Odasso, M. M. (2012). The role of cognitive impairment in fall risk among older adults: a systematic review and meta-analysis. *Age and Ageing*, 41(3), 299-308. <https://doi.org/10.1093/ageing/afs012>

- Muir-Hunter, S. W., et Wittwer, J. E. (2016). Dual-task testing to predict falls in community-dwelling older adults: a systematic review. *Physiotherapy*, 102(1), 29-40.
<https://doi.org/10.1016/j.physio.2015.04.011>
- Münch, M., Knoblauch, V., Blatter, K., Schröder, C., Schnitzler, C., Kräuchi, K., ... Cajochen, C. (2005). Age-related attenuation of the evening circadian arousal signal in humans. *Neurobiology of Aging*, 26(9), 1307-1319.
<https://doi.org/10.1016/j.neurobiolaging.2005.03.004>
- Musiek, E. S., Xiong, D. D., et Holtzman, D. M. (2015). Sleep, circadian rhythms, and the pathogenesis of Alzheimer Disease. *Experimental & Molecular Medicine*, 47(3), e148-e148. <https://doi.org/10.1038/emm.2014.121>
- Mynark, R. G., et Koceja, D. M. (2001). Effects of age on the spinal stretch reflex. *Journal of Applied Biomechanics*, 17(3), 188-203. <https://doi.org/10.1123/jab.17.3.188>
- Nachreiner, N. M., Findorff, M. J., Wyman, J. F., et McCarthy, T. C. (2007). Circumstances and consequences of falls in community-dwelling older women. *Journal of Women's Health*, 16(10), 1437-1446. <https://doi.org/10.1089/jwh.2006.0245>
- Nagy, E., Posa, G., Finta, R., Szilagyi, L., et Sziver, E. (2018). Perceptual aspects of postural control: does pure proprioceptive training exist? *Perceptual and Motor Skills*, 125(3), 581-595. <https://doi.org/10.1177/0031512518764493>
- Nakanishi, R., Goto, J., Ezure, H., Motoura, H., Ayabe, S., et Atsumi, T. (2004). Morphometric analyses of axons in the human lateral corticospinal tract: cervical/lumbar level comparison and relation to the ageing process. *Okajimas Folia Anatomica Japonica*, 81(1), 1-4. <https://doi.org/10.2535/ofaj.81.1>

- Nam, K., et Kwon, Y. (2014). Circadian fluctuations in three types of sensory modules in healthy subjects. *Neural Regeneration Research*, 9(4), 436–439.
<https://doi.org/10.4103/1673-5374.128256>
- Narici, M. V., et Maffulli, N. (2010). Sarcopenia: characteristics, mechanisms and functional significance. *British Medical Bulletin*, 95(1), 139-159.
<https://doi.org/10.1093/bmb/ldq008>
- Nevitt, M. C., Cummings, S. R., Kidd, S., et Black, D. (1989). Risk factors for recurrent nonsyncopal falls. A prospective study. *JAMA: The Journal of the American Medical Association*, 261(18), 2663-2668. <https://doi.org/10.1001/jama.261.18.2663>
- Newell, K. M. (1993). *Variability and motor control*. Champaign, IL: Human Kinetics.
- Neyens, J., Halfens, R., Spreeuwenberg, M., Meijers, J., Luiking, Y., Verlaan, G., et Schols, J. (2013). Malnutrition is associated with an increased risk of falls and impaired activity in elderly patients in Dutch residential long-term care (LTC): A cross-sectional study. *Archives of Gerontology and Geriatrics*, 56(1), 265-269.
<https://doi.org/10.1016/j.archger.2012.08.005>
- Ng, T. P., Feng, L., Nyunt, M. S. Z., Feng, L., Niti, M., Tan, B. Y., ... Yap, K. B. (2015). Nutritional, physical, cognitive, and combination interventions and frailty reversal among older adults: a randomized controlled trial. *The American Journal of Medicine*, 128(11), 1225-1236. <https://doi.org/10.1016/j.amjmed.2015.06.017>
- Nguyen, T., Sambrook, P., Kelly, P., Jones, G., Lord, S., Freund, J., et Eisman, J. (1993). Prediction of osteoporotic fractures by postural instability and bone density. *BMJ*, 307(6912), 1111-1115. <https://doi.org/10.1136/bmj.307.6912.1111>

- Noé, F., Quaine, F., et Martin, L. (2004). The role of anticipatory postural adjustments in a rocking on heels movement. *Neuroscience Letters*, 358(2), 115-118.
<https://doi.org/10.1016/j.neulet.2004.01.009>
- Nougier, V., Bard, C., Fleury, M., et Teasdale, N. (1997). Contribution of central and peripheral vision to the regulation of stance. *Gait & Posture*, 5(1), 34-41.
[https://doi.org/10.1016/S0966-6362\(96\)01071-5](https://doi.org/10.1016/S0966-6362(96)01071-5)
- Oh-Park, M., Xue, X., Holtzer, R., et Verghese, J. (2011). Transient versus persistent fear of falling in community-dwelling older adults: incidence and risk factors. *Journal of the American Geriatrics Society*, 59(7), 1225-1231. <https://doi.org/10.1111/j.1532-5415.2011.03475.x>
- Olazarán, J., Valle, D., Serra, J. A., Cano, P., et Muñiz, R. (2013). Psychotropic medications and falls in nursing homes: a cross-sectional study. *Journal of the American Medical Directors Association*, 14(3), 213-217. <https://doi.org/10.1016/j.jamda.2012.10.020>
- Oliveira, T., Lavareda Baixinho, C., et Henriques, M. A. (2018). Miltidimensional risk of falls in elderly. *Revista Brasileira Em Promoção Da Saúde*, 31(2), 1-9.
<https://doi.org/10.5020/18061230.2018.7058>
- O'Loughlin, J. L., Robitaille, Y., Boivin, J. F., et Suissa, S. (1993). Incidence of and risk factors for falls and injurious falls among the community-dwelling elderly. *American Journal of Epidemiology*, 137(3), 342-354.
- OMS. (2012). *Vieillir en bonne santé : politiques et interventions prioritaires* (p. 1-17). Genève, Suisse: Organisation Mondiale de la Santé.
- OMS. (2016). *Rapport mondial sur le vieillissement et la santé*. Genève, Suisse: Organisation Mondiale de la Santé.

- Osoba, M. Y., Rao, A. K., Agrawal, S. K., et Lalwani, A. K. (2019). Balance and gait in the elderly: a contemporary review. *Laryngoscope Investigative Otolaryngology*, 4(1), 143-153. <https://doi.org/10.1002/lio2.252>
- Ostry, D. J., et Gribble, P. L. (2016). Sensory plasticity in human motor learning. *Trends in Neurosciences*, 39(2), 114-123. <https://doi.org/10.1016/j.tins.2015.12.006>
- Owens, D. M., et Lumpkin, E. A. (2014). Diversification and specialization of touch receptors in skin. *Cold Spring Harbor Perspectives in Medicine*, 4(6), a013656. <https://doi.org/10.1101/cshperspect.a013656>
- Owsley, C. (2011). Aging and vision. *Vision Research*, 51(13), 1610-1622. <https://doi.org/10.1016/j.visres.2010.10.020>
- Ozdemir, R. A., Contreras-Vidal, J. L., et Paloski, W. H. (2018). Cortical control of upright stance in elderly. *Mechanisms of Ageing and Development*, 169, 19-31. <https://doi.org/10.1016/j.mad.2017.12.004>
- Pai, Y. C., Rymer, W. Z., Chang, R. W., et Sharma, L. (1997). Effect of age and osteoarthritis on knee proprioception. *Arthritis & Rheumatism*, 40(12), 2260-2265. <https://doi.org/10.1002/art.1780401223>
- Paillard, T. (2015). Risques spécifiques de la pratique physique chez les personnes âgées. *Revue Médicale de Liège*, 70(1), 22-26.
- Paillard, T., Lafont, C., Costes-Salon, M. C., Rivière, D., et Dupui, P. (2004). Effects of brisk walking on static and dynamic balance, locomotion, body composition, and aerobic capacity in ageing healthy active men. *International Journal of Sports Medicine*, 25(7), 539-546. <https://doi.org/10.1055/s-2004-820948>

- Paillard, T. (2009). *Vieillesse et condition physique*. Paris.: Ellipses.
- Paillard, T. (2012). Effects of general and local fatigue on postural control: a review. *Neuroscience & Biobehavioral Reviews*, 36(1), 162-176.
<https://doi.org/10.1016/j.neubiorev.2011.05.009>
- Paillard, T. (2013). Neuromuscular system and aging: involutions and implications. *Gériatrie et Psychologie Neuropsychiatrie du Vieillesse*, 11(4), 379-387.
<https://doi.org/10.1684/pnv.2013.0435>
- Paillard, T. (2016). Activité physique et contrôle postural chez la personne vieillissante. Dans T. Paillard (dir.), *Posture et équilibration humaines* (p. 191-199). De Boeck Supérieur.
- Paillard, T. (2017a). Plasticity of the postural function to sport and/or motor experience. *Neuroscience & Biobehavioral Reviews*, 72, 129-152.
<https://doi.org/10.1016/j.neubiorev.2016.11.015>
- Paillard, T. (2017b). Relationship between muscle function, muscle typology and postural performance according to different postural conditions in young and older adults. *Frontiers in Physiology*, 8(585). <https://doi.org/10.3389/fphys.2017.00585>
- Paillard, T. (2018). Muscle plasticity of aged subjects in response to electrical stimulation training and inversion and/or limitation of the sarcopenic process. *Ageing Research Reviews*, 46, 1-13. <https://doi.org/10.1016/j.arr.2018.05.002>
- Paillard, T., et Noé, F. (2015). Techniques and methods for testing the postural function in healthy and pathological subjects. *BioMed Research International*, 2015, 1-15.
<https://doi.org/10.1155/2015/891390>

- Paillard, T., Noé, F., Bru, N., Couderc, M., et Debove, L. (2016). The impact of time of day on the gait and balance control of Alzheimer's patients. *Chronobiology International*, 33(2), 161-168. <https://doi.org/10.3109/07420528.2015.1124885>
- Palluel, E., Nougier, V., et Olivier, I. (2008). Do spike insoles enhance postural stability and plantar-surface cutaneous sensitivity in the elderly? *Age*, 30(1), 53-61. <https://doi.org/10.1007/s11357-008-9047-2>
- Palomba, M., Nygård, M., Florenzano, F., Bertini, G., Kristensson, K., et Bentivoglio, M. (2008). Decline of the presynaptic network, including gabaergic terminals, in the aging suprachiasmatic nucleus of the mouse. *Journal of Biological Rhythms*, 23(3), 220-231. <https://doi.org/10.1177/0748730408316998>
- Park, J. J., Tang, Y., Lopez, I., et Ishiyama, A. (2001). Age-related change in the number of neurons in the human vestibular ganglion. *The Journal of Comparative Neurology*, 431(4), 437-443. [https://doi.org/10.1002/1096-9861\(20010319\)431:4<437::AID-CNE1081>3.0.CO;2-P](https://doi.org/10.1002/1096-9861(20010319)431:4<437::AID-CNE1081>3.0.CO;2-P)
- Park, J. W., Jung, M., et Kweon, M. (2014). The mediolateral cop parameters can differentiate the fallers among the community-dwelling elderly population. *Journal of Physical Therapy Science*, 26(3), 381-384. <https://doi.org/10.1589/jpts.26.381>
- Patel, M., Fransson, P. A., Johansson, R., et Magnusson, M. (2011). Foam posturography: standing on foam is not equivalent to standing with decreased rapidly adapting mechanoreceptive sensation. *Experimental Brain Research*, 208(4), 519-527. <https://doi.org/10.1007/s00221-010-2498-6>

- 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(1-2), 62-67. <https://doi.org/10.1016/j.neulet.2005.08.060>
- Perry, S. D., McIlroy, W. E., et Maki, B. E. (2000). The role of plantar cutaneous mechanoreceptors in the control of compensatory stepping reactions evoked by unpredictable, multi-directional perturbation. *Brain Research*, 877(2), 401-406.
- Person, R. S. (1974). Rhythmic activity of a group of human motoneurons during voluntary contraction of a muscle. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, 36, 585-595.
- Peters, R. M., McKeown, M. D., Carpenter, M. G., et Inglis, J. T. (2016). Losing touch: age-related changes in plantar skin sensitivity, lower limb cutaneous reflex strength, and postural stability in older adults. *Journal of Neurophysiology*, 116(4), 1848-1858. <https://doi.org/10.1152/jn.00339.2016>
- Phelan, E. A., Mahoney, J. E., Voit, J. C., et Stevens, J. A. (2015). Assessment and management of fall risk in primary care settings. *Medical Clinics of North America*, 99(2), 281-293. <https://doi.org/10.1016/j.mcna.2014.11.004>
- Phillips, W. T., Kiernan, M., et King, A. C. (2003). Physical activity as a nonpharmacological treatment for depression: a review. *Complementary Health Practice Review*, 8(2), 139-152. <https://doi.org/10.1177/1076167502250792>
- Pizzigalli, L., Cremasco, M. M., Mulasso, A., et Rainoldi, A. (2016). The contribution of postural balance analysis in older adult fallers: a narrative review. *Journal of Bodywork and Movement Therapies*, 20(2), 409-417. <https://doi.org/10.1016/j.jbmt.2015.12.008>

- Pluijm, S. M. F., Smit, J. H., Tromp, E. A. M., Stel, V. S., Deeg, D. J. H., Bouter, L. M., et Lips, P. (2006). A risk profile for identifying community-dwelling elderly with a high risk of recurrent falling: results of a 3-year prospective study. *Osteoporosis International*, 17(3), 417-425. <https://doi.org/10.1007/s00198-005-0002-0>
- Prioli, A. C., Freitas Júnior, P. B., et Barela, J. A. (2005). Physical activity and postural control in the elderly: coupling between visual information and body sway. *Gerontology*, 51(3), 145-148. <https://doi.org/10.1159/000083984>
- Pulz, C., Diniz, R. V., Alves, A. N. F., Tebexreni, A. S., Carvalho, A. C., de Paola, Â. A. V., et Almeida, D. R. (2008). Incremental shuttle and six-minute walking tests in the assessment of functional capacity in chronic heart failure. *Canadian Journal of Cardiology*, 24(2), 131-135. [https://doi.org/10.1016/S0828-282X\(08\)70569-5](https://doi.org/10.1016/S0828-282X(08)70569-5)
- Quah, C., Boulton, C., et Moran, C. (2011). The influence of socioeconomic status on the incidence, outcome and mortality of fractures of the hip. *The Journal of Bone and Joint Surgery. British Volume*, 93-B(6), 801-805. <https://doi.org/10.1302/0301-620X.93B6.24936>
- Quante, M., Mariani, S., Weng, J., Marinac, C. R., Kaplan, E. R., Rueschman, M., ... Redline, S. (2019). Zeitgebers and their association with rest-activity patterns. *Chronobiology International*, 36(2), 203-213. <https://doi.org/10.1080/07420528.2018.1527347>
- R Core Team. (2014). R: A language and environment for statistical computing. R foundation for statistical computing, Vienna, Austria. Repéré à <https://www.R-project.org/>
- Racinais, S., Blanc, S., Jonville, S., et Hue, O. (2005). Time of day influences the environmental effects on muscle force and contractility. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 37(2), 256-261. <https://doi.org/10.1249/01.MSS.0000149885.82163.9F>

- Ramkisoensing, A., et Meijer, J. H. (2015). Synchronization of biological clock neurons by light and peripheral feedback systems promotes circadian rhythms and health. *Frontiers in Neurology*, 6(128). <https://doi.org/10.3389/fneur.2015.00128>
- Rapp, K., Becker, C., Cameron, I. D., König, H. H., et Büchele, G. (2012). Epidemiology of falls in residential aged care: analysis of more than 70,000 falls from residents of bavarian nursing homes. *Journal of the American Medical Directors Association*, 13(2), 187.e1-187.e6. <https://doi.org/10.1016/j.jamda.2011.06.011>
- Rasinaho, M., Hirvensalo, M., Leinonen, R., Lintunen, T., et Rantanen, T. (2007). Motives for and barriers to physical activity among older adults with mobility limitations. *Journal of Aging and Physical Activity*, 15(1), 90-102. <https://doi.org/10.1123/japa.15.1.90>
- Rauch, S. D., Velazquez-Villaseñor, L., Dimitri, P. S., et Merchant, S. N. (2006). Decreasing hair cell counts in aging humans. *Annals of the New York Academy of Sciences*, 942(1), 220-227. <https://doi.org/10.1111/j.1749-6632.2001.tb03748.x>
- Raz, A., et Buhle, J. (2006). Typologies of attentional networks. *Nature Reviews Neuroscience*, 7(5), 367-379. <https://doi.org/10.1038/nrn1903>
- Raz, N., Lindenberger, U., Rodrigue, K. M., Kennedy, K. M., Head, D., Williamson, A., ... Acker, J. D. (2005). Regional brain changes in aging healthy adults: general trends, individual differences and modifiers. *Cerebral Cortex*, 15(11), 1676-1689. <https://doi.org/10.1093/cercor/bhi044>
- Raz, N., Rodrigue, K. M., Kennedy, K. M., Head, D., Gunning-Dixon, F., et Acker, J. D. (2003). Differential aging of the human striatum: longitudinal evidence. *American Journal of Neuroradiology*, 24(9), 1849-1856.

Reilly, T., et Waterhouse, J. (2009). Sports performance: is there evidence that the body clock plays a role? *European Journal of Applied Physiology*, 106(3), 321-332.

<https://doi.org/10.1007/s00421-009-1066-x>

Reuter-Lorenz, P. A. (2002). New visions of the aging mind and brain. *Trends in Cognitive Sciences*, 6(9), 394-400. [https://doi.org/10.1016/S1364-6613\(02\)01957-5](https://doi.org/10.1016/S1364-6613(02)01957-5)

Ribeiro, F., et Oliveira, J. (2007). Aging effects on joint proprioception: the role of physical activity in proprioception preservation. *European Review of Aging and Physical Activity*, 4(2), 71-76. <https://doi.org/10.1007/s11556-007-0026-x>

Riemann, B. L., et Lephart, S. M. (2002). The sensorimotor system, part II: The role of proprioception in motor control and functional joint stability. *Journal of Athletic Training*, 37(1), 80-84.

Robbins, S., Gouw, G. J., et McClaran, J. (1992). Shoe sole thickness and hardness influence balance in older men. *Journal of the American Geriatrics Society*, 40(11), 1089-1094. <https://doi.org/10.1111/j.1532-5415.1992.tb01795.x>

Robbins, S., Waked, E., et McClaran, J. (1995). Proprioception and stability: foot position awareness as a function of age and footwear. *Age and Ageing*, 24(1), 67-72.

Robert, P. H., Schuck, S., Dubois, B., Olié, J. P., Lépine, J. P., Gallarda, T., ... Troy, S. (2003). Screening for Alzheimer's disease with the short cognitive evaluation battery. *Dementia and Geriatric Cognitive Disorders*, 15(2), 92-98.

<https://doi.org/10.1159/000067971>

Robillard, R., Prince, F., Filipini, D., et Carrier, J. (2011). Aging worsens the effects of sleep deprivation on postural control. *PLOS ONE*, 6(12), e28731.

<https://doi.org/10.1371/journal.pone.0028731>

- Rochat, S., Büla, C. J., Martin, E., Seematter-Bagnoud, L., Karmaniola, A., Aminian, K., ... Santos-Eggimann, B. (2010). What is the relationship between fear of falling and gait in well-functioning older persons aged 65 to 70 years? *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 91(6), 879-884. <https://doi.org/10.1016/j.apmr.2010.03.005>
- Rogers, M. W., Hain, T. C., Hanke, T. A., et Janssen, I. (1996). Stimulus parameters and inertial load: effects on the incidence of protective stepping responses in healthy human subjects. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 77(4), 363-368. [https://doi.org/10.1016/S0003-9993\(96\)90085-4](https://doi.org/10.1016/S0003-9993(96)90085-4)
- Rogers, M.W., et Pai, Y. C. (1990). Dynamic transitions in stance support accompanying leg flexion movements in man. *Experimental Brain Research*, 81(2), 398-402. <https://doi.org/10.1007/BF00228132>
- Röijezon, U., Clark, N. C., et Treleaven, J. (2015). Proprioception in musculoskeletal rehabilitation. Part 1: Basic science and principles of assessment and clinical interventions. *Manual Therapy*, 20(3), 368-377. <https://doi.org/10.1016/j.math.2015.01.008>
- Roll, R., Kavounoudias, A., et Roll, J. P. (2002). Cutaneous afferents from human plantar sole contribute to body posture awareness. *Neuroreport*, 13(15), 1957-1961.
- Rolland, Y., van Kan, G. A., Benetos, A., Blain, H., Bonnefoy, M., Chassagne, P., ... Vellas, B. (2008). Frailty, osteoporosis and hip fracture: causes, consequences and therapeutic perspectives. *The Journal of Nutrition Health and Aging*, 12(5), a319-a330. <https://doi.org/10.1007/BF02982665>

- Rolland, Y., Onder, G., Morley, J. E., Gillette-Guyonet, S., Abellan van Kan, G., et Vellas, B. (2011). Current and future pharmacologic treatment of sarcopenia. *Clinics in Geriatric Medicine*, 27(3), 423-447. <https://doi.org/10.1016/j.cger.2011.03.008>
- Rolland, Y., Pillard, F., Klapouszczak, A., Reynish, E., Thomas, D., Andrieu, S., ... Vellas, B. (2007). Exercise program for nursing home residents with alzheimer's disease: a 1-year randomized, controlled trial. *Journal of the American Geriatrics Society*, 55(2), 158-165. <https://doi.org/10.1111/j.1532-5415.2007.01035.x>
- Romli, M. H., Mackenzie, L., Lovarini, M., Tan, M. P., et Clemson, L. (2018). The Clinimetric properties of instruments measuring home hazards for older people at risk of falling: a systematic review. *Evaluation & the Health Professions*, 41(1), 82-128. <https://doi.org/10.1177/0163278716684166>
- Room, J., Hannink, E., Dawes, H., et Barker, K. (2017). What interventions are used to improve exercise adherence in older people and what behavioural techniques are they based on? A systematic review. *BMJ Open*, 7(12), e019221. <https://doi.org/10.1136/bmjopen-2017-019221>
- Roostaei, T., Nazeri, A., Sahraian, M. A., et Minagar, A. (2014a). The human cerebellum. *Neurologic Clinics*, 32(4), 859-869. <https://doi.org/10.1016/j.ncl.2014.07.013>
- Rosano, C., Aizenstein, H. J., Studenski, S., et Newman, A. B. (2007). A regions-of-interest volumetric analysis of mobility limitations in community-dwelling older adults. *The Journals of Gerontology Series A: Biological Sciences and Medical Sciences*, 62(9), 1048-1055. <https://doi.org/10.1093/gerona/62.9.1048>
- Rosso, A. L., Olson Hunt, M. J., Yang, M., Brach, J. S., Harris, T. B., Newman, A. B., ... Rosano, C. (2014). Higher step length variability indicates lower gray matter integrity

of selected regions in older adults. *Gait & Posture*, 40(1), 225-230.

<https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2014.03.192>

Roussel, R. (2017). *Personnes âgées dépendantes: les dépenses de prise en charge pourraient doubler en part de PIB d'ici à 2060*. (N° 1032). Direction de la Recherche, des Etudes, de l'Evaluation et des Statistiques.

Rubenstein, L. Z., et Josephson, K. R. (2006). Falls and their prevention in elderly people: what does the evidence show? *Medical Clinics*, 90(5), 807-824.

Rubenstein, L. Z. (2006). Falls in older people: epidemiology, risk factors and strategies for prevention. *Age and Ageing*, 35(S2), 37-41. <https://doi.org/10.1093/ageing/afl084>

Rubenstein, L. Z., Goodwin, M., Hadley, E., Patten, S. K., Rempusheski, V. F., Reuben, D., et Winograd, C. H. (1991). Working Group Recommendations: Targeting Criteria for Geriatric Evaluation and Management Research. *Journal of the American Geriatrics Society*, 39(S1), 37S-41S. <https://doi.org/10.1111/j.1532-5415.1991.tb05932.x>

Şahin, N., Bianco, A., Patti, A., Paoli, A., Palma, A., et Ersöz, G. (2015). Evaluation of knee joint proprioception and balance of young female volleyball players: a pilot study. *Journal of Physical Therapy Science*, 27(2), 437-440. <https://doi.org/10.1589/jpts.27.437>

Salvi, S. M. (2006). Ageing changes in the eye. *Postgraduate Medical Journal*, 82(971), 581-587. <https://doi.org/10.1136/pgmj.2005.040857>

Santos-Eggimann, B., Cuenoud, P., Spagnoli, J., et Junod, J. (2009). Prevalence of frailty in middle-aged and older community-dwelling europeans living in 10 countries. *The Journals of Gerontology Series A: Biological Sciences and Medical Sciences*, 64A(6), 675-681. <https://doi.org/10.1093/gerona/glp012>

- Scaf-Klomp, W., Sanderman, R., Ormel, J., et Kempen, G. I. J. M. (2003). Depression in older people after fall-related injuries: a prospective study. *Age and Ageing*, 32(1), 88-94. <https://doi.org/10.1093/ageing/32.1.88>
- Scheffer, A. C., Schuurmans, M. J., van Dijk, N., van der Hooft, T., et de Rooij, S. E. (2008). Fear of falling: measurement strategy, prevalence, risk factors and consequences among older persons. *Age and Ageing*, 37(1), 19-24. <https://doi.org/10.1093/ageing/afm169>
- Schiaffino, S. (2018). Muscle fiber type diversity revealed by anti-myosin heavy chain antibodies. *The FEBS Journal*, 285(20), 3688-3694. <https://doi.org/10.1111/febs.14502>
- Schmid, M., Conforto, S., Bibbo, D., et D'Alessio, T. (2004). Respiration and postural sway: detection of phase synchronizations and interactions. *Human Movement Science*, 23(2), 105-119. <https://doi.org/10.1016/j.humov.2004.06.001>
- Schoene, D., Valenzuela, T., Lord, S. R., et de Bruin, E. D. (2014). The effect of interactive cognitive-motor training in reducing fall risk in older people: a systematic review. *BMC Geriatrics*, 14(107). <https://doi.org/10.1186/1471-2318-14-107>
- Schroeder, A. M., Truong, D., Loh, D. H., Jordan, M. C., Roos, K. P., et Colwell, C. S. (2012). Voluntary scheduled exercise alters diurnal rhythms of behaviour, physiology and gene expression in wild-type and vasoactive intestinal peptide-deficient mice: effects of scheduled exercise on the circadian system. *The Journal of Physiology*, 590(23), 6213-6226. <https://doi.org/10.1113/jphysiol.2012.233676>
- Scott, B. R., Lockie, R. G., Knight, T. J., Clark, A. C., et Janse de Jonge, X. A. K. (2013). A comparison of methods to quantify the in-season training load of professional soccer players. *International Journal of Sports Physiology and Performance*, 8(2), 195-202. <https://doi.org/10.1123/ijspp.8.2.195>

- Scott, D., Daly, R. M., Sanders, K. M., et Ebeling, P. R. (2015). Fall and fracture risk in sarcopenia and dynapenia with and without obesity: the role of lifestyle interventions. *Current Osteoporosis Reports*, 13(4), 235-244. <https://doi.org/10.1007/s11914-015-0274-z>
- Sedliak, M., Zeman, M., Buzgó, G., Cvecka, J., Hamar, D., Laczo, E., ... Raastad, T. (2018). Morphological, molecular and hormonal adaptations to early morning versus afternoon resistance training. *Chronobiology International*, 35(4), 450-464. <https://doi.org/10.1080/07420528.2017.1411360>
- Seidler, R. D., Bernard, J. A., Burutolu, T. B., Fling, B. W., Gordon, M. T., Gwin, J. T., ... Lipps, D. B. (2010). Motor control and aging: links to age-related brain structural, functional, and biochemical effects. *Neuroscience & Biobehavioral Reviews*, 34(5), 721-733. <https://doi.org/10.1016/j.neubiorev.2009.10.005>
- Seo, D. Y., Lee, S., Kim, N., Ko, K. S., Rhee, B. D., Park, B. J., et Han, J. (2013). Morning and evening exercise. *Integrative Medicine Research*, 2(4), 139-144. <https://doi.org/10.1016/j.imr.2013.10.003>
- Seppala, L. J., Wermelink, A. M. A. T., de Vries, M., Ploegmakers, K. J., van de Glind, E. M. M., Daams, J. G., ... van der Velde, N. (2018). Fall-risk-increasing drugs: a systematic review and meta-analysis: II. psychotropics. *Journal of the American Medical Directors Association*, 19(4), 371.e11-371.e17. <https://doi.org/10.1016/j.jamda.2017.12.098>
- Seynnes, O., Hue, O. A., Garrandes, F., Colson, S. S., Bernard, P. L., Legros, P., et Singh, M. A. F. (2005). Force steadiness in the lower extremities as an independent predictor of functional performance in older women. *Journal of Aging and Physical Activity*, 13(4), 395-408. <https://doi.org/10.1123/japa.13.4.395>

Shaffer, S. W., et Harrison, A. L. (2007). Aging of the somatosensory system: a translational perspective. *Physical Therapy*, 87(2), 193-207. <https://doi.org/10.2522/ptj.20060083>

Sharma, K. K., et Santhoshkumar, P. (2009). Lens aging: effects of crystallins. *Biochimica et Biophysica Acta (BBA) - General Subjects*, 1790(10), 1095-1108. <https://doi.org/10.1016/j.bbagen.2009.05.008>

Shechter, R., Baruch, K., Schwartz, M., et Rolls, A. (2011). Touch gives new life: mechanosensation modulates spinal cord adult neurogenesis. *Molecular Psychiatry*, 16(3), 342-352. <https://doi.org/10.1038/mp.2010.116>

Sherrington, C. (1906). *The integrative action of the nervous system*. New Haven, États-Unis: Yale University Press.

Shulman, K. I. (2000). Clock-drawing: is it the ideal cognitive screening test? *International Journal of Geriatric Psychiatry*, 15(6), 548-561. [https://doi.org/10.1002/1099-1166\(200006\)15:6<548::AID-GPS242>3.0.CO;2-U](https://doi.org/10.1002/1099-1166(200006)15:6<548::AID-GPS242>3.0.CO;2-U)

Shumway-Cook, A., Woollacott, M., Kerns, K. A., et Baldwin, M. (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*, 52A(4), M232-M240. <https://doi.org/10.1093/gerona/52A.4.M232>

Silva, R. B., Eslick, G. D., et Duque, G. (2013). Exercise for falls and fracture prevention in long term care facilities: a systematic review and meta-analysis. *Journal of the American Medical Directors Association*, 14(9), 685-689. <https://doi.org/10.1016/j.jamda.2013.05.015>

Sinaki, M., Brey, R. H., Hughes, C. A., Larson, D. R., et Kaufman, K. R. (2005). Balance disorder and increased risk of falls in osteoporosis and kyphosis: significance of

- kyphotic posture and muscle strength. *Osteoporosis International*, 16(8), 1004-1010.
<https://doi.org/10.1007/s00198-004-1791-2>
- Skelton, D. A., Greig, C. A., Davies, J. M., et Young, A. (1994). Strength, power and related functional ability of healthy people aged 65–89 years. *Age and Ageing*, 23(5), 371-377.
<https://doi.org/10.1093/ageing/23.5.371>
- Son, S. M. (2017). The circadian effects on postural stability in young adults. *The Journal of Korean Physical Therapy*, 29(3), 142-144. <https://doi.org/10.18857/jkpt.2017.29.3.142>
- Song, X., Mitnitski, A., et Rockwood, K. (2010). Prevalence and 10-year outcomes of frailty in older adults in relation to deficit accumulation. *Journal of the American Geriatrics Society*, 58(4), 681-687. <https://doi.org/10.1111/j.1532-5415.2010.02764.x>
- Souissi, N., Gauthier, A., Sesboüé, B., Larue, J., et Davenne, D. (2002). Effects of regular training at the same time of day on diurnal fluctuations in muscular performance. *Journal of Sports Sciences*, 20(11), 929-937.
<https://doi.org/10.1080/026404102320761813>
- Sousa, N., Mendes, R., Silva, A., et Oliveira, J. (2017). Combined exercise is more effective than aerobic exercise in the improvement of fall risk factors: a randomized controlled trial in community-dwelling older men. *Clinical Rehabilitation*, 31(4), 478-486.
<https://doi.org/10.1177/0269215516655857>
- Speechley, M., et Tinetti, M. (1991). Falls and injuries in frail and vigorous community elderly persons. *Journal of the American Geriatrics Society*, 39(1), 46-52.
<https://doi.org/10.1111/j.1532-5415.1991.tb05905.x>
- Srikanth, V., Beare, R., Blizzard, L., Phan, T., Stapleton, J., Chen, J., ... Reutens, D. (2009). Cerebral white matter lesions, gait, and the risk of incident falls: a prospective

population-based study. *Stroke*, 40(1), 175-180.

<https://doi.org/10.1161/STROKEAHA.108.524355>

St George, R. J., Delbaere, K., Williams, P., et Lord, S. R. (2009). Sleep quality and falls in older people living in self- and assisted-care villages. *Gerontology*, 55(2), 162-168.

<https://doi.org/10.1159/000146786>

Stapley, P., Pozzo, T., Grishin, A., et Papaxanthis, C. (2000). Investigating centre of mass stabilisation as the goal of posture and movement coordination during human whole body reaching. *Biological Cybernetics*, 82(2), 161-172.

<https://doi.org/10.1007/s004220050016>

Starr, J. M., Leaper, S. A., Murray, A. D., Lemmon, H. A., Staff, R. T., Deary, I. J., et Whalley, L. J. (2003). Brain white matter lesions detected by magnetic resonance imaging are associated with balance and gait speed. *Journal of Neurology, Neurosurgery & Psychiatry*, 74(1), 94-98. <https://doi.org/10.1136/jnnp.74.1.94>

Stephenson-Jones, M., Yu, K., Ahrens, S., Tucciarone, J. M., van Huijstee, A. N., Mejia, L. A., ... Li, B. (2016). A basal ganglia circuit for evaluating action outcomes. *Nature*, 539(7628), 289-293. <https://doi.org/10.1038/nature19845>

Stevens, J. C., Alvarez-Reeves, M., Dipietro, L., Mack, G. W., et Green, B. G. (2003). Decline of tactile acuity in aging: a study of body site, blood flow, and lifetime habits of smoking and physical activity. *Somatosensory & Motor Research*, 20(3-4), 271-279.

<https://doi.org/10.1080/08990220310001622997>

Stevens, K. N., Lang, I. A., Guralnik, J. M., et Melzer, D. (2008). Epidemiology of balance and dizziness in a national population: findings from the English Longitudinal Study of Ageing. *Age and Ageing*, 37(3), 300-305. <https://doi.org/10.1093/ageing/afn019>

- Stillman, B. C. (2002). Making sense of proprioception: the meaning of proprioception, kinaesthesia and related terms. *Physiotherapy*, 88(11), 667-676.
- Stone, K. L., Ancoli-Israel, S., Blackwell, T., Ensrud, K. E., Cauley, J. A., Redline, S., ... Cummings, S. R. (2008). Actigraphy-measured sleep characteristics and risk of falls in older women. *Archives of Internal Medicine*, 168(16), 1768-1775.
<https://doi.org/10.1001/archinte.168.16.1768>
- Stone, K. L., Ensrud, K. E., et Ancoli-Israel, S. (2008). Sleep, insomnia and falls in elderly patients. *Sleep Medicine*, 9, S18-S22. [https://doi.org/10.1016/S1389-9457\(08\)70012-1](https://doi.org/10.1016/S1389-9457(08)70012-1)
- Stone, K. L., Ewing, S. K., Lui, L. Y., Ensrud, K. E., Ancoli-Israel, S., Bauer, D. C., ... Cummings, S. R. (2006). Self-reported sleep and nap habits and risk of falls and fractures in older women: the study of osteoporotic fractures. *Journal of the American Geriatrics Society*, 54(8), 1177-1183. <https://doi.org/10.1111/j.1532-5415.2006.00818.x>
- Stubbs, B., Brefka, S., et Denking, M. D. (2015). What works to prevent falls in community-dwelling older adults? Umbrella review of meta-analyses of randomized controlled trials. *Physical Therapy*, 95(8), 1095-1110.
<https://doi.org/10.2522/ptj.20140461>
- Suzuki, M., Ohyama, N., Yamada, K., et Kanamori, M. (2002). The relationship between fear of falling, activities of daily living and quality of life among elderly individuals. *Nursing and Health Sciences*, 4(4), 155-161. <https://doi.org/10.1046/j.1442-2018.2002.00123.x>
- Svensson, M. L., Rundgren, Å., Larsson, M., Odén, A., Sund, V., et Landahl, S. (1991). Accidents in the institutionalized elderly: a risk analysis. *Aging Clinical and Experimental Research*, 3(2), 181-192. <https://doi.org/10.1007/BF03324002>

- Swaab, D. F., Fliers, E., et Partiman, T. S. (1985). The suprachiasmatic nucleus of the human brain in relation to sex, age and senile dementia. *Brain Research*, 342(1), 37-44.
- Szulc, P., Beck, T. J., Marchand, F., et Delmas, P. D. (2005). Low skeletal muscle mass is associated with poor structural parameters of bone and impaired balance in elderly men- The MINOS Study. *Journal of Bone and Mineral Research*, 20(5), 721-729.
<https://doi.org/10.1359/JBMR.041230>
- Taga, G. (1995). A model of the neuro-musculo-skeletal system for human locomotion. *Biological Cybernetics*, 73(2), 97-111.
- Takakusaki, K. (2013). Neurophysiology of gait: from the spinal cord to the frontal lobe. *Movement Disorders*, 28(11), 1483-1491. <https://doi.org/10.1002/mds.25669>
- Tang, Y. Y., et Posner, M. I. (2009). Attention training and attention state training. *Trends in Cognitive Sciences*, 13(5), 222-227. <https://doi.org/10.1016/j.tics.2009.01.009>
- Taube, W., Gruber, M., Beck, S., Faist, M., Gollhofer, A., et Schubert, M. (2007). Cortical and spinal adaptations induced by balance training: correlation between stance stability and corticospinal activation. *Acta Physiologica*, 189(4), 347-358.
<https://doi.org/10.1111/j.1748-1716.2007.01665.x>
- Taylor, A. J., Menz, H. B., et Keenan, A. M. (2004). The influence of walking speed on plantar pressure measurements using the two-step gait initiation protocol. *The Foot*, 14(1), 49-55. <https://doi.org/10.1016/j.foot.2003.09.004>
- Teasdale, N., et Simoneau, M. (2001). Attentional demands for postural control: the effects of aging and sensory reintegration. *Gait & Posture*, 14(3), 203-210.
[https://doi.org/10.1016/S0966-6362\(01\)00134-5](https://doi.org/10.1016/S0966-6362(01)00134-5)

- Tencer, A. F., Koepsell, T. D., Wolf, M. E., Frankenfeld, C. L., Buchner, D. M., Kukull, W. A., ... Tautvydas, M. (2004). Biomechanical properties of shoes and risk of falls in older adults. *Journal of the American Geriatrics Society*, 52(11), 1840-1846.
<https://doi.org/10.1111/j.1532-5415.2004.52507.x>
- Terao, S., Sobue, G., Hashizume, Y., Li, M., Inagaki, T., et Mitsuma, T. (1996). Age-related changes in human spinal ventral horn cells with special reference to the loss of small neurons in the intermediate zone: a quantitative analysis. *Acta Neuropathologica*, 92(2), 109-114. <https://doi.org/10.1007/s004010050497>
- Thapa, P. B., Gideon, P., Cost, T. W., Milam, A. B., et Ray, W. A. (1998). Antidepressants and the risk of falls among nursing home residents. *New England Journal of Medicine*, 339(13), 875-882.
- Thibaud, M., Bloch, F., Tournoux-Facon, C., Brèque, C., Rigaud, A. S., Dugué, B., et Kemoun, G. (2012). Impact of physical activity and sedentary behaviour on fall risks in older people: a systematic review and meta-analysis of observational studies. *European Review of Aging and Physical Activity*, 9(1), 5-15. <https://doi.org/10.1007/s11556-011-0081-1>
- Thierauf, A., Preuß, J., Lignitz, E., et Madea, B. (2010). Retrospective analysis of fatal falls. *Forensic Science International*, 198(1-3), 92-96.
<https://doi.org/10.1016/j.forsciint.2010.01.010>
- Thomas, S. L., Muscatello, D. J., Middleton, P. M., et Zheng, W. (2011). Characteristics of fall-related injuries attended by an ambulance in Sydney, Australia: a surveillance summary. *New South Wales Public Health Bulletin*, 22(4), 49-54.
<https://doi.org/10.1071/NB09034>

- Tinetti, M. E., De Leon, C. F. M., Doucette, J. T., et Baker, D. I. (1994). Fear of falling and fall-related efficacy in relationship to functioning among community-living elders. *Journal of Gerontology*, 49(3), M140-M147. <https://doi.org/10.1093/geronj/49.3.M140>
- Tinetti, M. E., Speechley, M., et Ginter, S. F. (1988). Risk factors for falls among elderly persons living in the community. *New England Journal of Medicine*, 319(26), 1701-1707.
- Tinetti, M. E., et Williams, C. S. (1998). The effect of falls and fall injuries on functioning in community-dwelling older persons. *The Journals of Gerontology Series A: Biological Sciences and Medical Sciences*, 53A(2), M112-M119. <https://doi.org/10.1093/gerona/53A.2.M112>
- Tinetti, M. E. (2003). Preventing falls in elderly persons. *New England Journal of Medicine*, 348(1), 42-49.
- Tinetti, M. E., et Williams, C. S. (1997). Falls, injuries due to falls, and the risk of admission to a nursing home. *New England Journal of Medicine*, 337(18), 1279-1284. <https://doi.org/10.1056/NEJM199710303371806>
- Tracy, B. L., et Enoka, R. M. (2006). Steadiness training with light loads in the knee extensors of elderly adults. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 38(4), 735-745. <https://doi.org/10.1249/01.mss.0000194082.85358.c4>
- Tromp, A. M., Pluijm, S. M. F., Smit, J. H., Deeg, D. J. H., Bouter, L. M., et Lips, P. (2001). Fall-risk screening test: a prospective study on predictors for falls in community-dwelling elderly. *Journal of Clinical Epidemiology*, 54(8), 837-844.
- Van Abbema, R., De Greef, M., Crajé, C., Krijnen, W., Hobbelen, H., et Van Der Schans, C. (2015). What type, or combination of exercise can improve preferred gait speed in older

- adults? A meta-analysis. *BMC Geriatrics*, 15(72). <https://doi.org/10.1186/s12877-015-0061-9>
- Van den Brink, R. L., Cohen, M. X., Van der Burg, E., Talsma, D., Vissers, M. E., et Slagter, H. A. (2013). Subcortical, modality-specific pathways contribute to multisensory processing in humans. *Cerebral Cortex*, 24(8), 2169-2177.
- Van Someren, E. J., Lijzenga, C., Mirmiran, M., et Swaab, D. F. (1997). Long-term fitness training improves the circadian rest-activity rhythm in healthy elderly males. *Journal of Biological Rhythms*, 12(2), 146-156.
- Vandervoort, A. A. (2002). Aging of the human neuromuscular system. *Muscle & Nerve*, 25(1), 17-25. <https://doi.org/10.1002/mus.1215>
- Vanrenterghem, J., Nedergaard, N. J., Robinson, M. A., et Drust, B. (2017). Training load monitoring in team sports: a novel framework separating physiological and biomechanical load-adaptation pathways. *Sports Medicine*, 47(11), 2135-2142. <https://doi.org/10.1007/s40279-017-0714-2>
- Vassallo, M., Sharma, J. C., et Allen, S. C. (2002). Characteristics of single fallers and recurrent fallers among hospital in-patients. *Gerontology*, 48(3), 147-150. <https://doi.org/10.1159/000052833>
- Vechin, F. C., Libardi, C. A., Conceição, M. S., Damas, F. R., Lixandrão, M. E., Berton, R. P. B., ... Ugrinowitsch, C. (2015). Comparisons between low-intensity resistance training with blood flow restriction and high-intensity resistance training on quadriceps muscle mass and strength in elderly. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 29(4), 1071-1076. <https://doi.org/10.1519/JSC.0000000000000703>

- Verghese, J., Kuslansky, G., Holtzer, R., Katz, M., Xue, X., Buschke, H., et Pahor, M. (2007). Walking while talking: effect of task prioritization in the elderly. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 88(1), 50-53. <https://doi.org/10.1016/j.apmr.2006.10.007>
- Vieira, E. R., Freund-Heritage, R., et da Costa, B. R. (2011). Risk factors for geriatric patient falls in rehabilitation hospital settings: a systematic review. *Clinical Rehabilitation*, 25(9), 788-799. <https://doi.org/10.1177/0269215511400639>
- Vieira, M. F., Sacco, I. C. N., Nora, F. G. da S. A., Rosenbaum, D., et Lobo da Costa, P. H. (2015). Footwear and foam surface alter gait initiation of typical subjects. *PLOS ONE*, 10(8), e0135821. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0135821>
- Viel, E. (2000). *La marche humaine, la course et le saut: biomécanique, explorations, normes et dysfonctionnements* (Vol. 9). Elsevier Masson.
- Volpato, S., Leveille, S. G., Blaum, C., Fried, L. P., et Guralnik, J. M. (2005). Risk factors for falls in older disabled women with diabetes: the women's health and aging study. *The Journals of Gerontology Series A: Biological Sciences and Medical Sciences*, 60(12), 1539-1545. <https://doi.org/10.1093/gerona/60.12.1539>
- Vu, M. Q., Weintraub, N., et Rubenstein, L. Z. (2006). Falls in the nursing home: are they preventable? *Journal of the American Medical Directors Association*, 7(3), S53-S58.
- Walsh, M. C., Hunter, G. R., et Livingstone, M. B. (2006). Sarcopenia in premenopausal and postmenopausal women with osteopenia, osteoporosis and normal bone mineral density. *Osteoporosis International*, 17(1), 61-67. <https://doi.org/10.1007/s00198-005-1900-x>
- Walston, J. D. (2012). Sarcopenia in older adults: *Current Opinion in Rheumatology*, 24(6), 623-627. <https://doi.org/10.1097/BOR.0b013e328358d59b>

- Wanderley, F. S., Albuquerque-Sendín, F., Parizotto, N. A., et Rebelatto, J. R. (2011). Effect of plantar vibration stimuli on the balance of older women: a randomized controlled trial. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 92(2), 199-206.
<https://doi.org/10.1016/j.apmr.2010.10.014>
- Wang, E., Nyberg, S. K., Hoff, J., Zhao, J., Leivseth, G., Tørhaug, T., ... Richardson, R. S. (2017). Impact of maximal strength training on work efficiency and muscle fiber type in the elderly: Implications for physical function and fall prevention. *Experimental Gerontology*, 91, 64-71. <https://doi.org/10.1016/j.exger.2017.02.071>
- Ward, J. H. (1963). Hierarchical grouping to optimize an objective function. *Journal of the American Statistical Association*, 58(301), 236. <https://doi.org/10.2307/2282967>
- Watelain, E., Allard, F. B. P., Thevenon, A., et Angub, J. C. (2000). Gait pattern classification of healthy elderly men based on biomechanical data. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, 81(5), 579-586.
- Waterhouse, J., Fukuda, Y., et Morita, T. (2012). Daily rhythms of the sleep-wake cycle. *Journal of Physiological Anthropology*, 31(5). <https://doi.org/10.1186/1880-6805-31-5>
- Watson, N. L., Rosano, C., Boudreau, R. M., Simonsick, E. M., Ferrucci, L., Sutton-Tyrrell, K., ... for the Health ABC Study. (2010). Executive function, memory, and gait speed decline in well-functioning older adults. *The Journals of Gerontology Series A: Biological Sciences and Medical Sciences*, 65A(10), 1093-1100.
<https://doi.org/10.1093/gerona/glq111>
- Wells, C., Ward, L. M., Chua, R., et Inglis, J. T. (2003). Regional variation and changes with ageing in vibrotactile sensitivity in the human footsole. *The Journals of Gerontology*

Series A: Biological Sciences and Medical Sciences, 58(8), B680-B686.

<https://doi.org/10.1093/gerona/58.8.B680>

Whipple, R., Wolfson, L., Derby, C., Singh, D., et Tobin, J. (1993). Altered sensory function and balance in older persons. *Journal of Gerontology*, 48(Special Issue), 71-76.

https://doi.org/10.1093/geronj/48.Special_Issue.71

White, S. G., et McNair, P. J. (2002). Abdominal and erector spinae muscle activity during gait: the use of cluster analysis to identify patterns of activity. *Clinical Biomechanics*, 17(3), 177-184. [https://doi.org/10.1016/S0268-0033\(02\)00007-4](https://doi.org/10.1016/S0268-0033(02)00007-4)

WHO. (2007). *Global report on falls prevention in older age*. Geneva, Switzerland: WHO Press.

Willis., W. D., et Coggeshall, R. E. (2012). *Sensory mechanisms of the spinal cord: Volume 1 primary afferent neurons and the spinal dorsal horn*. (3^e éd., Vol. 1). New York, Etats-Unis: Springer Science & Business Media.

Wilmore, J. H., Costill, D. L., et Kenney, L. (2017). *Physiologie du sport et de l'exercice*. (6^e éd.). De Boeck Supérieur.

Winter, D. (1995). Human balance and posture control during standing and walking. *Gait & Posture*, 3(4), 193-214. [https://doi.org/10.1016/0966-6362\(96\)82849-9](https://doi.org/10.1016/0966-6362(96)82849-9)

Winter, D. A., Prince, F., Frank, J. S., Powell, C., et Zabjek, K. F. (1996). Unified theory regarding A/P and M/L balance in quiet stance. *Journal of Neurophysiology*, 75(6), 2334-2343. <https://doi.org/10.1152/jn.1996.75.6.2334>

Woo, M. T., Davids, K., Liukkonen, J., Orth, D., Chow, J. Y., et Jaakkola, T. (2017). Effects of different lower-limb sensory stimulation strategies on postural regulation—a

systematic review and meta-analysis. *PLOS ONE*, 12(3), e0174522.

<https://doi.org/10.1371/journal.pone.0174522>

Woollacott, M. H. (2000). Systems contributing to balance disorders in older adults. *The Journals of Gerontology Series A: Biological Sciences and Medical Sciences*, 55(8), M424-M428. <https://doi.org/10.1093/gerona/55.8.M424>

Woollacott, M. H., Inglis, B., et Manchester, D. (1988). Response preparation and posture control neuromuscular changes in the older adult. *Annals of the New York Academy of Sciences*, 515(1), 42-53. <https://doi.org/10.1111/j.1749-6632.1988.tb32964.x>

Woollacott, M. H., et Shumway-Cook, A. (2002). Attention and the control of posture and gait: a review of an emerging area of research. *Gait & Posture*, 16(1), 1-14. [https://doi.org/10.1016/S0966-6362\(01\)00156-4](https://doi.org/10.1016/S0966-6362(01)00156-4)

Woollacott, M. H., Shumway-Cook, A., et Nashner, L. M. (1986). Aging and posture control: changes in sensory organization and muscular coordination. *The International Journal of Aging and Human Development*, 23(2), 97-114. <https://doi.org/10.2190/VXN3-N3RT-54JB-X16X>

Wu, G. (2002). Evaluation of the effectiveness of tai chi for improving balance and preventing falls in the older population—a review. *Journal of the American Geriatrics Society*, 50(4), 746-754. <https://doi.org/10.1046/j.1532-5415.2002.50173.x>

Wu, Y. H., et Swaab, D. F. (2007). Disturbance and strategies for reactivation of the circadian rhythm system in aging and Alzheimer's disease. *Sleep Medicine*, 8(6), 623-636. <https://doi.org/10.1016/j.sleep.2006.11.010>

- Yang, F., King, G. A., Dillon, L., et Su, X. (2015). Controlled whole-body vibration training reduces risk of falls among community-dwelling older adults. *Journal of Biomechanics*, 48(12), 3206-3212. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2015.06.029>
- Yaremchuk, K. (2018). Sleep disorders in the elderly. *Clinics in Geriatric Medicine*, 34(2), 205-216. <https://doi.org/10.1016/j.cger.2018.01.008>
- Yiou, E. (2012). Adaptability of anticipatory postural adjustments associated with voluntary movement. *World Journal of Orthopedics*, 3(6), 75. <https://doi.org/10.5312/wjo.v3.i6.75>
- Yiou, E., Caderby, T., Delafontaine, A., Fourcade, P., et Honeine, J. L. (2017). Balance control during gait initiation: state-of-the-art and research perspectives. *World Journal of Orthopedics*, 8(11), 815-828. <https://doi.org/10.5312/wjo.v8.i11.815>
- Yiou, E., Caderby, T., et Hussein, T. (2012). Adaptability of anticipatory postural adjustments associated with voluntary movement. *World Journal of Orthopedics*, 3(6), 75. <https://doi.org/10.5312/wjo.v3.i6.75>
- Yiou, E., et Do, M. C. (2011). Effects of medio-lateral postural perturbation induced by voluntary arm raising on the biomechanical organization of rapid step initiation. *Motor Control*, 15(4), 507-524. <https://doi.org/10.1123/mcj.15.4.507>
- Yiou, E., Hamaoui, A., et Allali, G. (2018). Editorial: the contribution of postural adjustments to body balance and motor performance. *Frontiers in Human Neuroscience*, 12(487). <https://doi.org/10.3389/fnhum.2018.00487>
- Yoo, J. S., Kim, C. G., Yim, J., et Jeon, M. Y. (2016). Factors influencing falls in the frail elderly individuals in urban and rural areas. *Aging Clinical and Experimental Research*, 28(4), 687-697. <https://doi.org/10.1007/s40520-015-0469-2>

- Zbidi, S., Zinoubi, B., Vandewalle, H., et Driss, T. (2016). Diurnal rhythm of muscular strength depends on temporal specificity of self-resistance training: *Journal of Strength and Conditioning Research*, 30(3), 717-724.
<https://doi.org/10.1519/JSC.0000000000001144>
- Zhang, X., Huang, P., Dou, Q., Wang, C., Zhang, W., Yang, Y., ... Zeng, Y. (2019). Falls among older adults with sarcopenia dwelling in nursing home or community: a meta-analysis. *Clinical Nutrition*. Prépublication. <https://doi.org/10.1016/j.clnu.2019.01.002>
- Zhang, Z. (2014). *Contrôle postural dans la gonarthrose : variations chronobiologiques et effets de différents protocoles de rééducation*. (Thèse de doctorat). Université de Lorraine.
- Zhou, J. N., Hofman, M. A., et Swaab, D. F. (1995). VIP neurons in the human SCN in relation to sex, age, and Alzheimer's disease. *Neurobiology of Aging*, 16(4), 571-576.
[https://doi.org/10.1016/0197-4580\(95\)00043-E](https://doi.org/10.1016/0197-4580(95)00043-E)
- Zhou, J. N., et Swaab, D. F. (1999). Activation and degeneration during aging: a morphometric study of the human hypothalamus. *Microscopy Research and Technique*, 44(1), 36-48. [https://doi.org/10.1002/\(SICI\)1097-0029\(19990101\)44:1<36::AID-JEMT5>3.0.CO;2-F](https://doi.org/10.1002/(SICI)1097-0029(19990101)44:1<36::AID-JEMT5>3.0.CO;2-F)
- Zijlstra, G. A. R., van Haastregt, J. C. M., van Eijk, J. Th. M., van Rossum, E., Stalenhoef, P. A., et Kempen, G. I. J. M. (2007). Prevalence and correlates of fear of falling, and associated avoidance of activity in the general population of community-living older people. *Age and Ageing*, 36(3), 304-309. <https://doi.org/10.1093/ageing/afm021>

Zouabi, A., Quarck, G., Martin, T., Grespinet, M., et Gauthier, A. (2016). Is there a circadian rhythm of postural control and perception of the vertical? *Chronobiology International*, 33(10), 1320-1330. <https://doi.org/10.1080/07420528.2016.1215993>

École doctorale :
Sciences Sociales et Humanités (ED 481)

Laboratoire :
Laboratoire Mouvement, Équilibre, Performance, Santé (MEPS, EA 4445)

CONTACT

Karim KORCHI
karimkorchi8@gmail.com