UNIVERSITE CATHOLIQUE DE LOUVAIN
Institute of Neuroscience
Laboratoire de physiologie et biomécanique de la locomotion

La phase de transition d'un pied à l'autre durant la marche chez la personne âgée

Un pas vers la compréhension du risque de première chute

Guillaume Meurisse



Thèse présentée en vue de l'obtention du grade
de docteur en sciences de la motricité
Secteur des sciences de la santé

Promoteurs : Prof. B. Schepens et Prof. G.J. Bastien
Décembre 2019

Remerciements

Cette thèse est l'aboutissement de plusieurs années de travail au sein du Laboratoire de Physiologie et Biomécanique de la Locomotion (LOCO). Je tiens à témoigner ici toute ma gratitude envers les personnes qui m'ont aidé durant ce projet.

Mes premiers et plus profonds remerciements se tournent vers mes promoteurs, la Professeure Bénédicte Schepens et le Professeur Guillaume Bastien. Leurs compétences respectives et leur complémentarité mais aussi leur patience et leurs encouragements m'ont permis de réaliser cette thèse dans un cadre que beaucoup de doctorants envieraient.

Je tiens ensuite à remercier les Recteurs Bruno Delvaux et Vincent Blondel qui, en m'acceptant en tant qu'assistant au sein de l'Université catholique de Louvain, m'ont permis d'accéder au monde de la recherche scientifique.

Tout au long de ce travail, j'ai pu bénéficier des conseils des membres de mon comité d'encadrement, à savoir les Professeurs Massimo Penta (UCL), Frédéric Dierick (Haute Ecole Louvain en Hainaut) ainsi que Marc Francaux (UCL), président de ce jury. Je les en remercie vivement.

Je remercie également la Professeur Christine Detrembleur (UCL) et le professeur Davide Malatesta (Unil) d'avoir accepté de faire partie de ce jury de thèse. Leur présence m'honore.

Un immense merci aussi aux personnes (étudiants, collègues et personnes externes) qui ont accepté de participer aux différents enregistrements, sans qui cette recherche n'aurait pas été possible.

La bonne humeur au sein du laboratoire m'a permis de travailler dans un endroit convivial où j'ai pu m'épanouir. Je tiens à remercier tout particulièrement les doctorants avec qui j'ai partagé le bureau (Geoffrey, Clément, Arthur, Mario, Yolande, Raphaël et Giovanna). Les échanges et l'entraide entre doctorants ont permis de trouver des solutions aux difficultés et questions de toutes sortes. Je tiens également à remercier les autres membres du laboratoire avec qui j'ai partagé mon quotidien : Patrick, Dominique, Michel, Thierry, Maxime et Sylviane. Plus largement, je remercie les différentes personnes travaillant au sein de la FSM qui m'ont apporté soutien et encadrement. Que tous les membres trouvent ici les signes de ma reconnaissance.

Je voudrais adresser mes derniers remerciements à mes amis et à mes proches pour le soutien et l'attention qu'ils ont manifestés quant à l'avancement de ce projet. Aurore, un tout grand merci pour avoir compris l'importance de ce projet personnel et de t'être montrée patiente durant les différentes étapes de la thèse. Enfin, Thibault et Camille, quelques années s'écouleront avant que vous lisiez ces mots, mais sachez que vous étiez mes sources d'inspiration et de motivation.

Table des matières

LISTE DES SYMBOLES ET DES ABRÉVIATIONS I

PRÉFACE 1

INTRODUCTION GÉNÉRALE 5

EFFET DE L'ÂGE SUR LA MARCHE 5
LE RISQUE DE CHUTE CHEZ LA PERSONNE ÂGÉE 10
LA PHASE DE TRANSITION D'UN PIED À L'AUTRE DURANT LA MARCHE 16
OUTILS MÉTHODOLOGIQUES 22
OBJECTIFS 29
CONTENU DE CHAQUE CHAPITRE 31

CHAPITRE 1 : DÉTERMINATION DE LA COMPOSANTE VERTICALE DES FORCES DE RÉACTION AU SOL SOUS CHAQUE PIED 35

A) SUJETS SAINS ET PATIENTS SUR PLATEFORMES DE FORCE 35

ABSTRACT 35
INTRODUCTION 36
METHODS 39
RESULTS 45
DISCUSSION 49
ACKNOWLEDGEMENTS 52

B) VALIDATION SUR TAPIS ROULANT INSTRUMENTÉ 53

INTRODUCTION 53
METHODS 54
RESULTS AND DISCUSSION 55
ACKNOWLEDGEMENTS 56

CHAPITRE 2 : EFFET DE L'ÂGE ET DE LA VITESSE SUR LA PHASE DE TRANSITION D'UN PIED À L'AUTRE DURANT LA MARCHE 57

ABSTRACT 57
INTRODUCTION 58
MATERIALS AND METHODS 60
RESULTS 64
DISCUSSION 69

CHAPITRE 3 : EFFET DE LA VITESSE SUR LA COVARIATION CINÉMATIQUE SEGMENTAIRE CHEZ LA PERSONNE ÂGÉE 75

PRÉFACE 75
ABSTRACT 76
INTRODUCTION 77
METHODS 79
RESULTS 83
DISCUSSION 89

CHAPITRE 4 : LE MODE DE TRANSITION : UN POTENTIEL INDICATEUR DE PREMIÈRE CHUTE CHEZ LA PERSONNE ÂGÉE ? 93

ABSTRACT 93
INTRODUCTION 94
MATERIALS AND METHODS 97
RESULTS 101
DISCUSSION 106

DISCUSSION GÉNÉRALE 111

MÉTHODE DE DÉTERMINATION DE LA COMPOSANTE VERTICALE DES FORCES DE RÉACTION AU SOL SOUS CHAQUE PIED 111
EFFET DE L'ÂGE ET DE LA VITESSE SUR LA PHASE DE TRANSITION D'UN PIED À L'AUTRE DURANT LA MARCHE 114
LE MODE DE TRANSITION : UN POTENTIEL INDICATEUR DE PREMIÈRE CHUTE CHEZ LA PERSONNE ÂGÉE 118
MODE DE TRANSITION ET CINÉMATIQUE DU MEMBRE INFÉRIEUR 120
CAUSES POSSIBLES DE TRANSITION PASSIVE CHEZ LA PERSONNE ÂGÉE 127
PERSPECTIVES FUTURES 132

BIBLIOGRAPHIE 137

Liste des symboles et des abréviations

A	axe passant par CoP_{back} et perpendiculaire à d_{front}
CoM	centre de masse corporel
CoP	centre de pression
CoP_{back}	point d'application de F_{back}
CoP_{front}	point d'application de F_{front}
CoP_{sum}	point d'application de F_{sum}
DC	phase de double contact (i.e. lorsque les deux pieds sont au sol)
DC timing	début de la phase de double contact relative à la durée de la phase de transition
d_{front}	ligne joignant CoP_{back} à CoP_{front}
d_{path}	différence entre le $Path_{CoP}$ et la P-line
d_{sum}	distance entre CoP_{sum} et l'axe A
$d_{y,} d_{x}$	position latérale et antéropostérieure du centre de pression
e_F	erreur absolue concernant les forces de réaction au sol durant la phase de double contact
e_F	erreur relative concernant les force de réaction au sol durant la phase de double contact
$Elderly_A$	personnes âgées présentant une transition « active »
$Elderly_P$	personnes âgées présentant une transition « passive »
F_{back}	composante verticale des forces de réaction au sol exercée par le pied arrière
F_{BACK}	moyenne de la composante verticale des forces de réaction au sol développée par le pied arrière durant la transition
FC	instant de la pose au sol du talon du pied avant
$F_{determined}$	forces de réaction au sol calculées utilisant l'algorithme de Meurisse et al. (2016)
F_{front}	composante verticale des forces de réaction au sol exercée par le pied avant

F_{FRONT}	moyenne de la composante verticale des forces de réaction au sol développée par le pied avant durant la transition
F_{FRONT}/F_{BACK}	ratio entre F_{FRONT} et F_{BACK}
F_{hor}	composante antéropostérieure des forces de réaction au sol
F_{max}	force maximale exercée par le pied arrière durant la phase de double contact
FO / TO	instant du décollement des orteils du pied arrière
F_{real}	forces réelles mesurées par les plateformes de forces/le tapis roulant instrumenté
$F_{reconstructed}$	forces calculées utilisant l'algorithme de Meurisse et al. (2016)
F_{sum}	somme des forces de réaction au sol provenant du pied avant et du pied arrière
$F_{ver\ ou}\ F_z$	composante verticale des forces de réaction au sol
F_x et F_y	composante latérale et antéropostérieure des forces de réaction au sol
GRF	forces de réaction au sol
ISB	International Society of Biomechanics
m	pente de l'axe A
M_A	moment généré autour de l'axe A
M_x and M_y	moments de force autour de l'axe latéral et antéropostérieur des forces appliquées sur le système
p	intercepte de A avec l'axe x
P-line	ligne rejoignant la valeur initiale et finale du $Path_{CoP}$ durant un pas
P_{75}, P_{95}	percentile 75, percentile 95.
$Path_{CoP}$	distance couverte par le centre de pression durant la marche
$P_{ts,}\ P_{sf}$	déphasage entre la cuisse et la jambe et entre la jambe et le pied lors de l'analyse de la covariation cinématique segmentaire
ROM	amplitude articulaire

Sv	composante verticale du déplacement du centre de masse
u_{3t}	indicateur de l'orientation du plan lors de l'analyse de la covariation cinématique segmentaire calculé à partir de l'angle entre le vecteur orthogonal au plan et l'axe de la cuisse (un des 3 axes définissant l'espace dans lequel le plan se trouve).
Vf	composante antéropostérieure de la vitesse du centre de masse
vGRF	composante verticale des forces de réaction au sol
Vv	composante verticale de la vitesse du centre de masse
Vv_{min}	valeur minimale de Vv

Préface

Le vieillissement de la population est une préoccupation majeure au sein de la société actuelle car la proportion et le nombre absolu de personnes âgées à travers le monde connaissent un accroissement spectaculaire. En 2050, la population âgée de plus de 60 ans représentera plus de 30% de la population dans la majorité des pays européens ainsi qu'en Amérique du Nord, en Chine et en Iran (Figure 1-1).

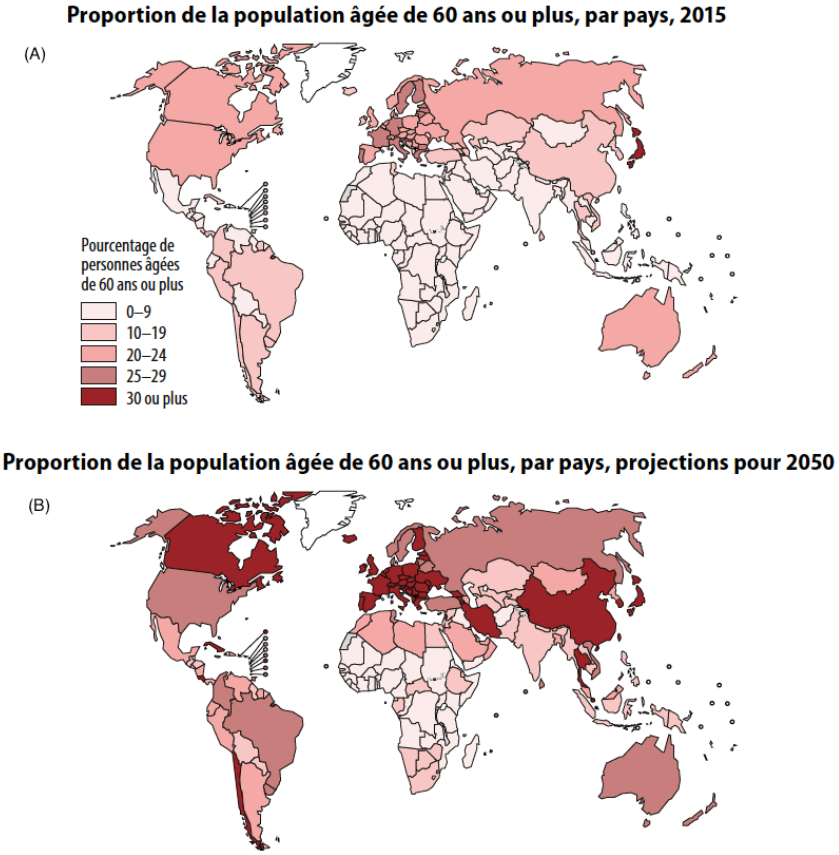


***Figure 1-1**. (A) Proportion de la population âgée de plus de 60 ans par pays en 2015. (B) Projection de la proportion de la population âgée de plus de 60 ans par pays en 2050. Résultats en pourcentage de personnes âgées de plus de 60 ans au sein de la population. Figure d'après l'OMS (2016).*

Plusieurs revues de littérature et méta-analyses ont estimé que 30 % des personnes de plus de 65 ans et 50 % des personnes de plus de 85 ans chutent chaque année (Chang, Morton et al. 2004, Gillespie, Robertson et al. 2009, Karlsson, Vonschewelov et al. 2013) entraînant souvent des blessures graves et des hospitalisations (Sterling, O'Connor et al. 2001). La marche représente la plus grande cause de chute chez la personne âgée en comparaison des autres activités de la vie journalière (Tinetti, Speechley et al. 1988). La prévention des chutes durant la marche chez la personne âgée représente donc un enjeu majeur de notre société.

L'objectif final de la présente recherche est la proposition d'un nouvel indicateur de risque de la première chute chez la personne âgée. Ce nouvel indicateur se base sur une analyse biomécanique de la phase de transfert du poids du corps d'une jambe à l'autre durant la marche. Les différences observées au sein de la population âgée permettraient d'identifier les sujets présentant un risque de chute plus élevé. Pour permettre ces observations au sein de la population ciblée, il nous a fallu d'abord mettre au point un nouvel outil méthodologique et étudier les comportements des jeunes et des personnes âgées durant la phase de transfert du poids du corps.

L'introduction décrira l'évolution de la marche avec l'âge, puis développera les indicateurs de risques de chute chez la personne âgée tels que proposés dans la littérature actuelle. Ensuite, la troisième partie de l'introduction présentera en détail la phase de transfert du poids du corps d'une jambe à l'autre et expliquera en quoi son étude semble pertinente pour la prévention des chutes. La quatrième partie se focalisera quant à elle sur les outils méthodologiques nécessaires pour analyser cette phase de transfert en développant le choix du matériel de mesure utilisé, la nécessité de

développer un nouvel algorithme et l'intérêt de l'étude de la cinématique du membre inférieur. Enfin, les objectifs de la thèse et un aperçu du contenu des différents chapitres seront présentés.

Après les résultats, une discussion générale permettra de compléter l'analyse biomécanique de la phase de transfert du poids du corps chez la personne âgée et de présenter les perspectives futures.

Introduction générale

Effet de l'âge sur la marche

Avec l'âge, la vitesse spontanée de marche diminue et de manière plus prononcée à partir de 65 ans (Bohannon and Williams Andrews 2011, Ferrucci, Cooper et al. 2016). La Figure 1-2 illustre cette tendance moyenne mais aussi la grande diversité de vitesse spontanée observée au sein de la population adulte de 20 à 100 ans.

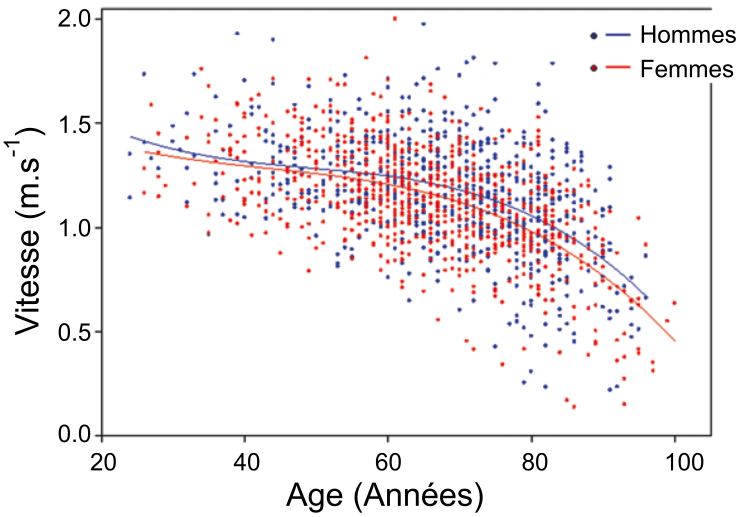


Figure 1-2. *Evolution de la vitesse spontanée en fonction de l'âge. Vitesse spontanée chez les hommes (n =711) et chez les femmes (n=766). Figure modifiée de Ferrucci, Cooper et al. (2016).*

La diminution de la vitesse spontanée avec l'âge est un élément essentiel à prendre en compte dans notre étude car elle peut être la cause de différences de comportement observées entre les jeunes et les personnes âgées. Les paragraphes suivants mettront en évidence les adaptations avec l'âge en comparant les groupes d'âge se déplaçant à vitesses spontanées et à vitesses identiques.

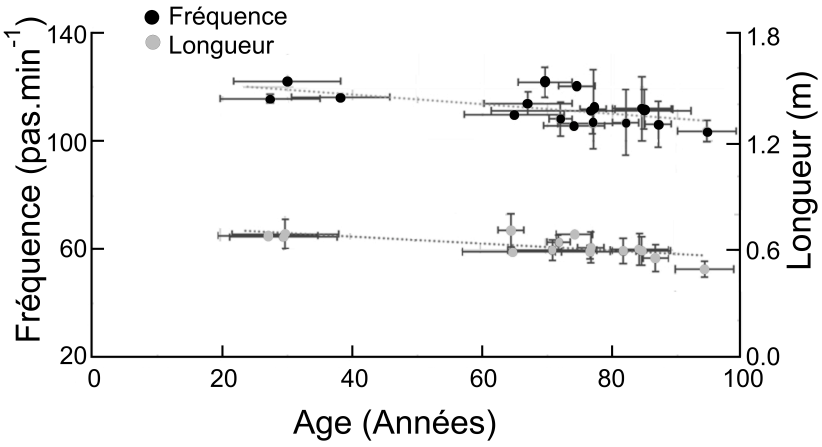


Figure 1-3. *Evolution des paramètres spatio-temporels (fréquence et longueur du pas) avec l'âge à vitesse spontanée. Les points représentent les valeurs moyennes et les barres représentent les écarts types. Figure modifiée d'après Herssens, Verbecque et al. (2018).*

La vitesse de marche est le résultat du produit de la longueur de pas et de la fréquence de pas. Pour diminuer sa vitesse, la personne âgée diminue à la fois la longueur et la fréquence du pas comme illustré par la Figure 1-3 (Menz, Lord et al. 2003, Ko, Ling et al. 2009, Hollman, McDade et al. 2011, Lee, Chang et al. 2017, Herssens, Verbecque et al. 2018).

La marche est caractérisée par une alternance de phases de double appui, quand les deux pieds sont au sol, et de phases de simple appui, quand un seul pied est au sol. La diminution de la fréquence avec l'âge provient principalement d'une plus longue phase de double appui et secondairement d'une augmentation de la durée du simple contact (Figure 1-4) (Begg and Sparrow 2006, Hollman, McDade et al. 2011, Herssens, Verbecque et al. 2018). Par conséquent, la durée du double appui représente une part plus importante du cycle de marche avec l'âge. A vitesse spontanée, les personnes adoptent avec l'âge une marche prudente caractérisée par une vitesse plus lente, une longueur de pas plus petite, une durée de la phase de

double contact plus longue et un écartement des pieds plus important (Herssens, Verbecque et al. 2018).

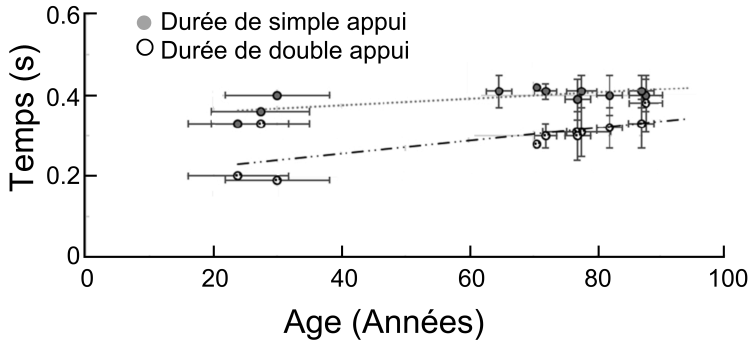


Figure 1-4. *Evolution de la durée de simple et de double appui à vitesse spontanée avec l'âge. Figure modifiée d'après Herssens, Verbecque et al. (2018).*

De manière intéressante, lorsque la vitesse est imposée pour permettre une comparaison des personnes âgées et des jeunes à vitesses identiques, les personnes âgées marchent avec une durée de pas diminuée compensée par une augmentation de la fréquence de pas (Figure 1-5) (DeVita and Hortobagyi 2000, Ortega and Farley 2007, Boyer, Andriacchi et al. 2012).

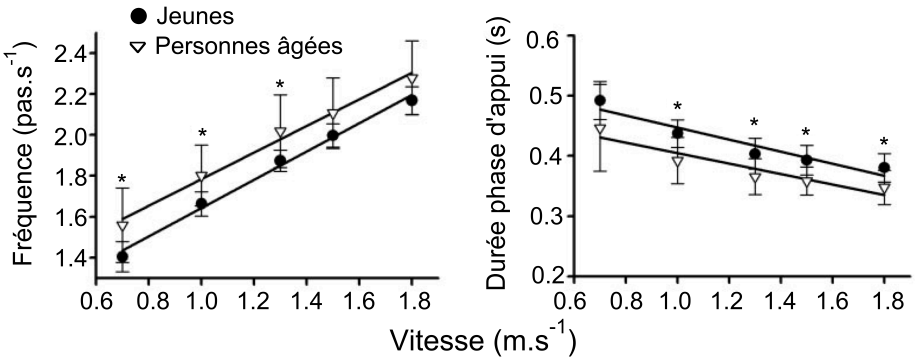


Figure 1-5. *Fréquence de pas et durée de la phase de simple appui chez les jeunes et les personnes âgées pour des vitesses de 0.7 à 1.8 m.s^{-1}. Figure modifiée d'après Ortega and Farley (2007).*

A côté des modifications des paramètres temporels, la cinématique du membre inférieur durant la marche (i.e. les mouvements de la cheville et de la hanche) est également modifiée avec l'âge. Chez la personne âgée, on observe notamment une diminution de la flexion plantaire maximale de la cheville lors de la poussée (Figure 1-6) (Kerrigan, Lee et al. 2001, Boyer, Johnson et al. 2017) ainsi qu'une position plus fléchie de la hanche au cours du cycle de marche. Par conséquent, la flexion de hanche lors de la pose au pied est augmentée et l'extension maximale est diminuée (Anderson and Madigan 2014, Boyer, Johnson et al. 2017).

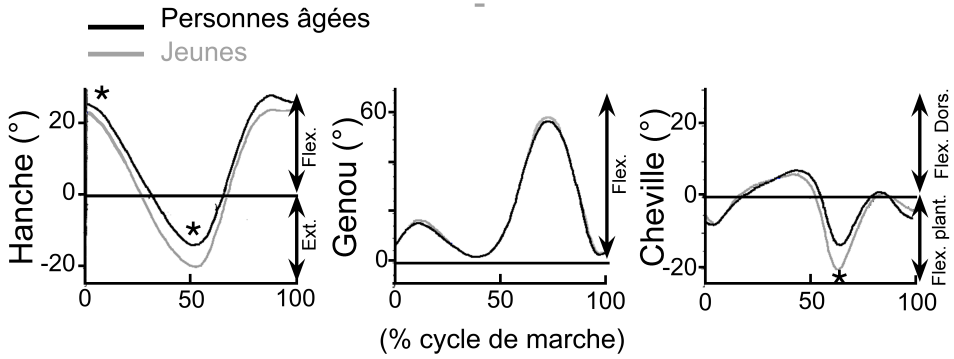


Figure 1-6. *Déplacements angulaires de la hanche, du genou et de la cheville dans le plan sagittal chez les jeunes (gris) et les personnes âgées (noir) à vitesse spontanée normalisés en pourcentage du cycle de marche. Les astérisques mettent en évidence les différences significatives décrites par Boyer, Johnson et al. (2017). Figure modifiée d'après Kerrigan, Lee et al. (2001).*

D'un point de vue cinétique, la composante verticale et la composante antéropostérieure des forces de réaction au sol durant la phase de poussée sont diminuées avec l'âge (Hernandez, Silder et al. 2009, Boyer, Johnson et al. 2017). A partir des données cinématiques et des forces de réaction au sol, la puissance développée au niveau de chaque articulation peut être déterminée. Ainsi, la diminution de flexion plantaire lors de la

poussée et la diminution de la poussée elle-même entraînent une diminution de la puissance générée au niveau de la cheville (DeVita and Hortobagyi 2000, Franz and Kram 2014, Franz 2016). La perte de puissance au niveau de la cheville est compensée par une augmentation de la puissance développée au niveau de la hanche (Figure 1-7) (DeVita and Hortobagyi 2000). Cette puissance additionnelle provient des fléchisseurs de hanche à la fin de la phase de double appui permettant d'augmenter la vitesse de la jambe pendant la phase oscillatoire suivante.

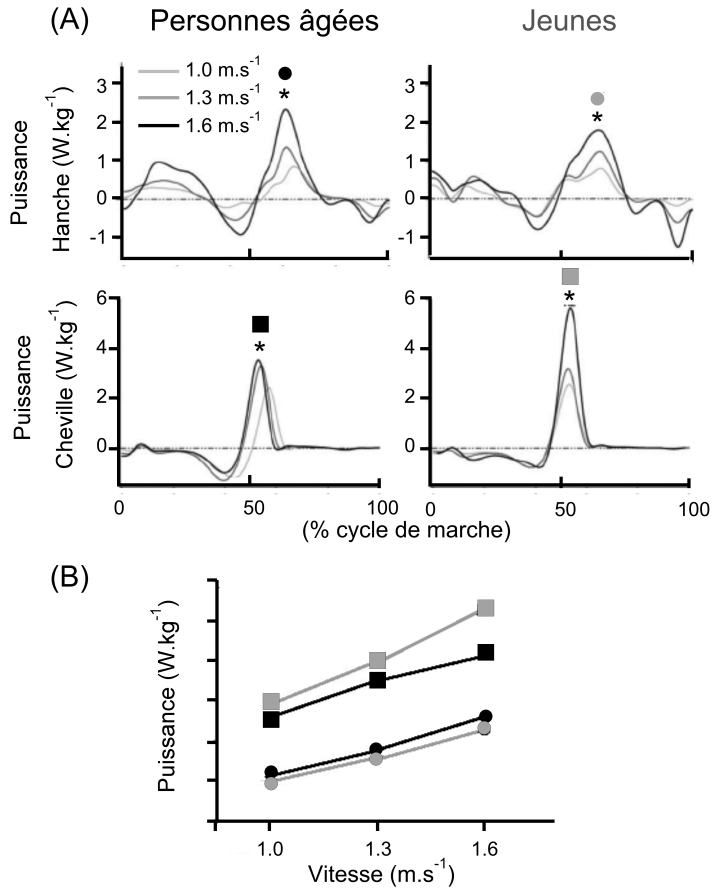


Figure 1-7. *(A) Tracé type de la puissance développée au niveau de la hanche et de la cheville dans le plan sagittal au cours du cycle de marche chez les personnes âgées (gauche) et chez les jeunes (droite) à 3 vitesses (1.0, 1.3, et 1.6 m.s^{-1}). Les astérisques présentent les différences significatives entre les groupes. (B) Puissance développée au niveau de la cheville (carré) et de la hanche (rond) chez les personnes âgées (noir) et chez les jeunes (gris). Figure modifiée d'après Cofre, Lythgo et al. (2011).*

La diminution de puissance au niveau de la cheville et la compensation par la hanche sont le résultat d'une réduction de l'activité du triceps (principalement du Soleus) durant la phase de poussée et/ou d'un recrutement disproportionné des muscles de la hanche par rapport à ceux de la cheville (Christ, Boileau et al. 1992, DeVita and Hortobagyi 2000, Cofre, Lythgo et al. 2011).

Les modifications décrites dans ce début d'introduction illustrent l'évolution typique de la marche avec l'âge. Néanmoins, chaque individu va vieillir différemment et avoir une évolution plus ou moins proche du profil que nous venons de décrire. La connaissance de l'évolution type avec l'âge est un point de départ pour détecter le pattern de marche des personnes âgées qui s'écartent de la moyenne. Le rôle de la prévention des chutes décrit dans la suite de ce travail a pour but de déceler, au sein de la grande diversité de profils parmi les personnes âgées, ceux pour qui l'évolution du pattern de marche s'est éloignée du profil moyen de manière critique, avec pour conséquence éventuelle un risque de chute augmenté.

Le risque de chute chez la personne âgée

« Human walking is a risky business. Without split-second timing man would fall flat on his face; in fact, with each step he takes, he teeters on the edge of catastrophe ». John Napier (1550-1617).

Le rapport de l'OMS de 2016 concernant le vieillissement et la santé définit le « vieillissement en bonne santé » comme étant le processus de développement et de maintien des aptitudes fonctionnelles qui permet aux personnes âgées de jouir d'un état de bien-être. Les aptitudes fonctionnelles permettent aux individus d'être et de faire ce qu'ils jugent valorisant. Elles sont constituées notamment des capacités intrinsèques de l'individu

représentant l'ensemble de toutes ses capacités physiques et mentales. Vieillir en bonne santé dépendra de l'évolution des capacités intrinsèques avec l'âge.

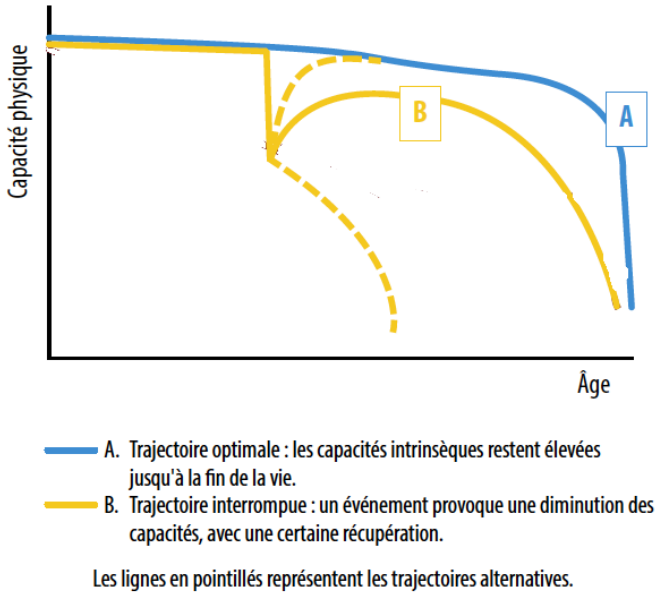


Figure 1-8. *Trajectoires hypothétiques de capacités physiques de personnes ayant la quarantaine jusqu'à la fin de leur vie. Figure modifiée d'après OMS (2016)*

La Figure 1-8 illustre deux trajectoires hypothétiques des capacités physiques de personnes à partir de la quarantaine. La trajectoire de la personne A peut être considérée comme une trajectoire optimale, dans laquelle les capacités physiques restent élevées jusqu'à la fin de la vie. La personne B a une trajectoire similaire jusqu'à un certain point lorsqu'un événement provoque une chute brutale des capacités, par exemple, une première chute chez la personne âgée. Les trajectoires alternatives présentées en pointillé dépendront de la prise en charge après la chute.

La première chute chez la personne âgée n'est pas un événement anodin car elle peut entraîner une série de conséquences amenant une

diminution de la qualité de vie de cette personne comme décrite par la Figure 1-9 (Snijders, van de Warrenburg et al. 2007).

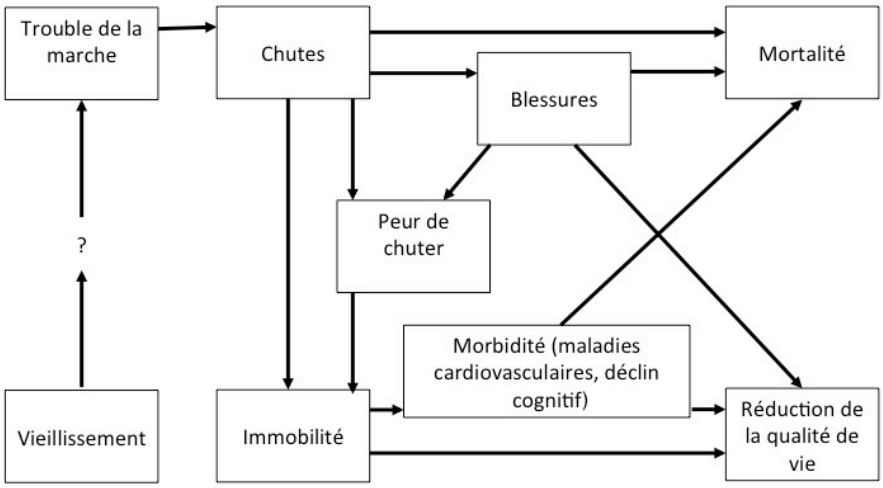


Figure 1-9. *Lien entre le vieillissement, les chutes et les conséquences des chutes. Le point d'interrogation signifie que l'origine du trouble de la marche chez les personnes âgées n'est pas simplement le vieillissement mais un ou plusieurs facteurs pas toujours clairement identifiés. Figure modifiée d'après Snijders, van de Warrenburg et al. (2007).*

La chute d'une personne âgée peut provoquer des blessures entraînant une incapacité fonctionnelle, une diminution des capacités physiques et de la mobilité. Dans certains cas, ces blessures peuvent, directement ou indirectement, entraîner le décès de la personne. D'un point de vue psychologique, une chute peut provoquer une perte de confiance en soi et une crainte constante de chuter à nouveau. Cela entraîne un sentiment d'indignité, un isolement social et une diminution des activités (Yardley and Smith 2002). En d'autres mots, la première chute peut induire un syndrome post-chute amenant la personne âgée dans un cercle vicieux composé d'immobilisations, de chutes à répétition, de problèmes d'équilibre, de perte de capacités physiques et d'un isolement social (Voermans, Snijders et al.

2007). Un indicateur efficace peut dès lors jouer un rôle important dans la prévention de la première chute pour cette population.

A l'heure actuelle, aucun indicateur biomécanique de risque de première chute ne ressort clairement de la littérature. Bien que la recherche d'un indicateur fiable à 100% puisse sembler utopiste, plusieurs laboratoires de recherche développent des protocoles d'analyse permettant de mettre en évidence l'apparition d'instabilité posturale durant la marche, signe précurseur d'une première chute. En effet, les déficits de la marche et de l'équilibre sont les indicateurs de risques intrinsèques majeurs pouvant être mesurés pour la prévention des chutes (Tinetti 1986, Tinetti, Williams et al. 1986, Perell, Nelson et al. 2001). Ils sont souvent évalués à l'aide de tests cliniques. On peut citer parmi ceux les plus utilisés : le Timed Up and Go test (Podsiadlo and Richardson 1991), le Performed Oriented Mobility Assessment (Tinetti 1986), le Dynamic Gait Index (Shumway-Cook and Woollacott 1995) et le Berg Balance Scale (Berg, Wood-Dauphinee et al. 1992). Le Timed Up and Go test, par exemple, évalue le temps mis par une personne pour se lever, marcher 3 mètres, faire un demi-tour et retourner s'asseoir. Il est largement utilisé en clinique car il est facilement applicable et ne nécessite ni matériel supplémentaire, ni expertise de l'évaluateur. Cependant, le temps mis pour effectuer la tâche n'est pas forcément un indicateur de la qualité des mouvements effectués durant la tâche. En effet, une personne âgée effectuant l'aller-retour rapidement mais présentant une marche à la limite de la chute aura un résultat considéré comme satisfaisant alors que son risque de chute est important. Les autres tests cliniques comme le Berg Balance Scale, le Dynamic Gait Index ou le Tinetti test se basent tous sur une évaluation scorée des mouvements de la vie journalière (la marche, les changements de position, le demi-tour, etc.).

Gates, Smith et al. (2008) rappellent qu'aucun test de dépistage n'est parfait et qu'à l'heure actuelle, il est difficile de considérer un test meilleur que les autres. La validation des différents tests s'avère être une tâche complexe (Park, 2018). Par exemple, une des difficultés pour la validation du test de Tinetti comme prédicteur de chute est le nombre important de variantes du test et de propositions de seuil critique (Kopke and Meyer 2006). De plus, ces tests sont basés sur une analyse subjective demandant une expertise (Miodonska, Stepien et al. 2018) et présentent un effet plafond (Panella, Lombardi et al. 2002, Ambrose, Paul et al. 2013). De manière générale, les outils de dépistage cliniques semblent avoir été mis au point avant tout pour la prévention des risques de chute chez les personnes âgées déjà fragilisées, par exemple suite à une première chute ou une hospitalisation. Selon Tinetti elle-même, le test qu'elle a proposé en 1986 (Tinetti 1986) n'est pas approprié pour des patients ayant gardé une certaine fonctionnalité (Tinetti and Kumar 2010). Podsialo souligne quant à lui que son Timed Up and Go test est prévu pour les personnes âgées ayant une mobilité fonctionnelle diminuée mais qu'il ne permet pas de déceler de changement parmi une population âgée gardant une bonne mobilité (Podsiadlo and Richardson 1991). Park (2018) conclut sur les outils de dépistage qu'il est préférable de combiner plusieurs de ces outils d'évaluation afin d'augmenter leur capacité prédictive.

Pour appréhender le risque de chute des personnes âgées ayant gardé une mobilité fonctionnelle importante, il faut s'intéresser à d'autres paramètres, analyser la marche plus en profondeur ou dans des situations plus complexes et donc développer des indicateurs plus pertinents (Boulgarides, McGinty et al. 2003).

A côté des tests cliniques, des instruments de mesure permettent de quantifier de manière objective et sensible le contrôle postural en position debout, notamment à partir du déplacement du centre de pression sous les pieds. Melzer, Benjuya et al. (2004) ont montré que lorsque les personnes âgées sont debout, les pieds joints, cette mesure permet de distinguer ceux ayant des chutes récurrentes et ceux n'ayant encore jamais chuté.

L'évaluation de la marche est fondamentale dans la prévention des chutes car elles se produisent principalement durant celle-ci (Robinovitch, Feldman et al. 2013). Un premier indicateur régulièrement proposé est la mesure de la vitesse spontanée. Bien que certaines études aient montré qu'une vitesse plus lente est liée à un risque de chute plus élevé (Verghese, Holtzer et al. 2009, Middleton, Fulk et al. 2016), d'autres études prospectives n'ont pas montré de différences significatives de vitesse entre les chuteurs et non-chuteurs (Bongers, Schoon et al. 2015, Moreira, Sampaio et al. 2015). Ces résultats contrastés rendent difficile l'interprétation des modifications de la vitesse au sein de la population âgée. Pour Maki (1997), la diminution de la vitesse de marche révèle une augmentation de la peur de chute sans réel lien avec un risque de chute. Selon Lord, Galna et al. (2013), la vitesse spontanée doit être considérée comme l'expression finale du contrôle locomoteur, influencée par de multiples facteurs difficilement interprétables sans connaître les mécanismes sous-jacents déterminant le choix de la vitesse.

La recherche de l'indicateur de risque de chute idéal continue et de nouveaux indicateurs sont régulièrement proposés. Parmi eux, on peut mentionner la variabilité des paramètres spatio-temporels (Maki 1997, Hausdorff, Rios et al. 2001, Brach, Berlin et al. 2005) ou l'augmentation des co-contractions du membre inférieur (Ochi, Yokoyama et al. 2014,

Thompson, Plummer et al. 2018). Les indicateurs de risque de chute représentent un enjeu majeur de notre société dans les années à venir. En effet, selon le rapport de l'OMS de 2016, l'objectif principal des stratégies de santé publique visant les personnes ayant des niveaux élevés et stables de capacités intrinsèques devrait se concentrer sur le développement et le maintien de ces capacités aussi longtemps que possible. Les systèmes de santé devraient dépister et contrôler de manière précoce les maladies et les risques de chutes qui précédent la perte de mobilité mais de tels tests sont quasi-inexistants. Ferrucci, Cooper et al. (2016) font le constat que les indicateurs précliniques d'une modification des différents systèmes qui précèdent la perte de mobilité ont été peu étudiés. Ce rapport met en évidence le besoin de détection des risques de première chute de manière précoce. Les outils actuels de prévention de chute ne semblent pas répondre à un tel besoin et de nouveaux indicateurs de chute sont nécessaires. Comprendre la cause des changements précoces de la marche et intervenir pour garder la population âgée active en diminuant le risque de chute le plus longtemps possible semble un idéal à atteindre. Dans ce but, la phase de transfert du poids du corps d'un pas à l'autre, développé dans le paragraphe suivant, est proposé pour déceler, parmi l'hétérogénéité des profils des personnes âgées, celles qui présentent un risque de première chute plus élevé.

La phase de transition d'un pied à l'autre durant la marche

Dans cette recherche, nous nous sommes intéressés à la phase de transfert du poids du corps d'un pied à l'autre car la majorité des chutes des personnes âgées se passe durant cette phase ou en trébuchant sur un objet

durant la phase de simple appui (Robinovitch, Feldman et al. 2013). La phase de transfert peut sembler une tâche simple en raison de son caractère automatique mais en réalité, il s'agit d'une tâche motrice complexe. En effet, elle correspond au transfert du poids de corps de la jambe arrière vers la jambe avant. Ce transfert est possible par une coordination précise des muscles des deux jambes et un travail musculaire important permettant de maintenir la stabilité posturale durant la marche (Neptune, Zajac et al. 2004, Kuo and Donelan 2010). Avec le vieillissement, cette stabilité peut être altérée pour différentes raisons. Par exemple, l'atrophie musculaire et la faiblesse des extenseurs du genou généralement observées chez la personne âgée (Trappe, Gallagher et al. 2003) peuvent diminuer la capacité de mise en charge sur la jambe avant. Un deuxième exemple est la détérioration des systèmes proprioceptifs et vestibulaires avec l'âge affectant l'équilibre (Goble, Coxon et al. 2009, Eikema, Hatzitaki et al. 2012). En conclusion, la phase de transfert présente un réel intérêt dans la prévention de la première chute chez la personne âgée.

La Figure 1-10A illustre les deux définitions possibles pour la phase de transfert. La première définition se base sur la composante verticale des forces de réaction au sol et correspond à la phase de double appui quand les deux pieds sont au sol, c'est-à-dire entre la pose du talon du pied avant (FC) jusqu'au décollement des orteils du pied arrière (TO) (Adamczyk and Kuo 2009). La deuxième définition se base sur les variations de la composante verticale de la vitesse du centre de masse corporel (CoM) et correspond à la phase de transition d'un pied à l'autre (Kuo, Donelan et al. 2005) délimitée entre les instants où le CoM atteint sa vitesse verticale minimale avant FC et sa vitesse maximale après TO (Franz and Kram 2013). La redirection de la vitesse du centre de masse du corps se fait avant, pendant et après le double

appui grâce à la poussée verticale de la jambe arrière et de la jambe avant. Il est intéressant de noter que chez les jeunes, l'augmentation de vitesse s'accompagne d'une diminution de la durée du double contact (passant de 17 à 9% du cycle de pas) alors que la durée de la phase de transition reste, elle, relativement constante (27 -28% du cycle de pas) (Figure 1-10B).

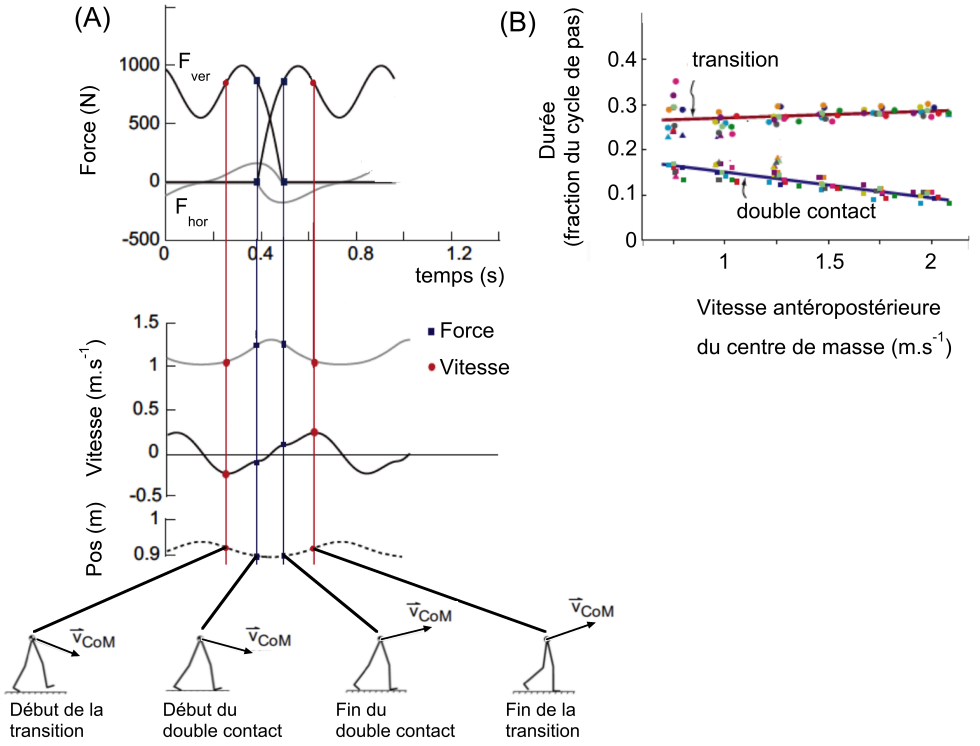


Figure 1-10. *Description de la phase de transition d'un pied à l'autre chez un sujet jeune. (A) Tracé type de l'évolution de la composante verticale (F_{ver}) et antéropostérieure (F_{hor}) des forces de réaction au sol exprimée en Newtons, de la composante horizontale (gris) et verticale (noir) de la vitesse du centre de masse exprimée en m s^{-1} et des variations de la position verticale du centre de masse exprimées en mètres. La phase de transfert du poids du corps durant la marche est définie de deux façons : basée sur la composante verticale de la force (bleu) et sur les variations de vitesse verticale du centre de masse (rouge). Figure modifiée d'après Kim and Park (2012). (B) Durée de la phase de transition en fonction de la vitesse selon les deux définitions exprimées en fraction du cycle de marche. Figure modifiée d'après Adamczyk and Kuo (2009).*

La phase de transition peut aussi être illustrée à partir d'un 'hodographe', représentant les variations de la vitesse verticale du centre de masse du corps en fonction des variations de sa vitesse antéropostérieure. Comme illustré par la Figure 1-11, un pas correspond à une boucle parcourue dans un sens anti-horloger et la phase de transition représente la partie de droite de l'hodographe entre la vitesse verticale minimale (point 2) et la vitesse verticale maximale (point 5) englobant la phase de double contact (DC) compris entre les points 3 et 4. Pour une vitesse donnée, l'hodographe présente une forme qui varie peu au sein d'une population de jeunes adultes en bonne santé. Cette faible variation rend l'hodographe intéressant pour examiner des marches anormales ou altérées pour lesquelles l'amplitude et/ou la forme seront modifiées (Adamczyk and Kuo 2009). Notamment, il permet de mettre en avant les modifications de synchronisation de la vitesse antéropostérieure et de la vitesse verticale du centre de masse corporel.

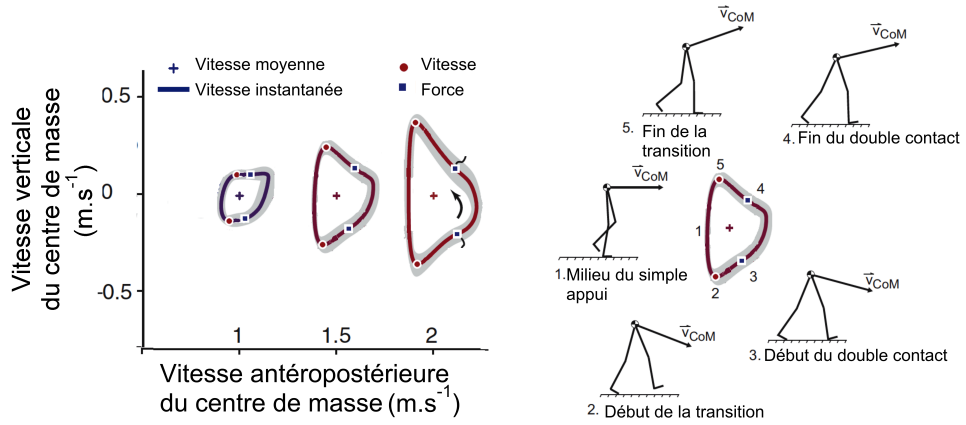


Figure 1-11. *Description de l'hodographe. (Gauche) Tracé moyen de la composante verticale de la vitesse du centre de masse pour des vitesses de marche de 1, 1.5 et 2 m.s^{-1} pour 10 sujets avec la déviation standard représentée en gris. La vitesse moyenne est illustrée par le +. Les ronds rouges délimitent la phase de transition et les carrés bleus délimitent la phase de double appui. Figure modifiée d'après Adamczyk and Kuo (2009). (Droite) Orientation de la vitesse du centre de masse au cours d'un cycle de pas. Figure modifiée d'après Franz and Kram (2013).*

Selon Chastan, Do et al. (2009), deux modes de transition peuvent être définis. Le premier mode de transition est dit « actif » quand la vitesse verticale minimale du centre de masse arrive avant la phase DC (Figure 1-12). La transition active est possible grâce à une poussée suffisante des fléchisseurs plantaires en fin de phase de simple appui. Ce mode de transition est présent chez des jeunes adultes en bonne santé mais n'est pas présent chez des enfants de moins de 4 ans (Breniere and Bril 1998) indiquant le besoin d'un apprentissage neuronal (Chastan, Do et al. 2009). Le mode de transition actif permet de diminuer l'impact sur la jambe avant, de réduire les contraintes sur les articulations et de réduire le coût de la marche (Kuo, Donelan et al. 2005, Welter, Do et al. 2007, Chong, Chastan et al. 2009).

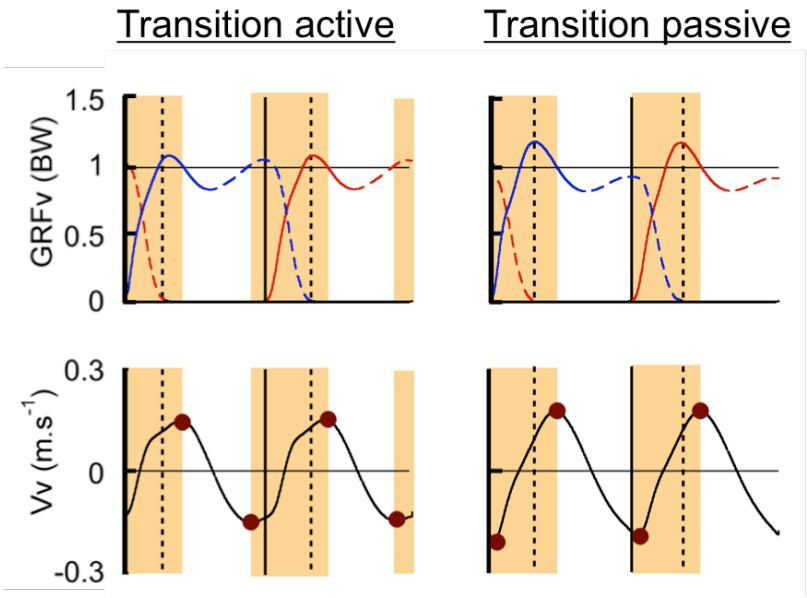


Figure 1-12. *Illustration des deux modes de transition. Tracé moyen de la composante verticale des forces de réaction au sol agissant sous chaque pied séparément (lignes continues : pied avant ; lignes pointillées : pied arrière) et de la vitesse verticale du centre de masse du corps en fonction du temps durant la marche à 1.11 m.s^{-1}. Les lignes verticales délimitent la phase de double contact*

(DC) : la ligne continue correspond à la pose du pied avant et la ligne pointillée correspond au décollage du pied arrière. La zone orangée correspond à la phase de transition entre le minimum avant DC et le maximum de la vitesse verticale après DC. Figure modifiée d'après Meurisse, Bastien et al. (2019).

Le deuxième mode de transition est dit « passif » quand la vitesse verticale minimale du centre de masse arrive pendant la phase de DC (Figure 1-12). Ce mode de transition est observé chez des patients souffrant d'instabilité posturale (Welter, Do et al. 2007) et chez des patients parkinsoniens (Chastan, Debono et al. 2008, Yiou, Caderby et al. 2017). Welter, Do et al. (2007) suggèrent que la phase de transition passive observée chez ces patients soit en lien avec leur instabilité posturale durant la marche. Ainsi, les personnes âgées avec une phase de transition passive seraient moins stables et donc plus à risque de chute.

On peut s'interroger sur les appellations « transition active» et « transition passive ». Chastan, Do et al. (2009) utilise transition « active » quand la redirection de la vitesse verticale du centre de masse est initiée par l'activité musculaire des fléchisseurs plantaires de la jambe arrière et transition « passive » quand la redirection est initiée par la pose de la jambe avant au sol. Cette vision sous-entend une quasi-absence d'activité musculaire des fléchisseurs plantaires de la jambe arrière durant la transition « passive ». En réalité, le mode de transition est déterminé par la poussée verticale du pied arrière : une poussée supérieure au poids du corps avant le double contact résultera en une transition « active » et une poussée inférieure au poids du corps avant le double contact résultera en une transition « passive » (Figure 1-12). Dans le premier cas, la transition est initiée de manière anticipée vis-à-vis du double contact et continue durant cette phase tandis que dans le second cas, la transition n'est pas anticipée et

la force verticale totale devient supérieure au poids du corps seulement lors de la pose du pied avant au sol. Sachant que les fléchisseurs plantaires sont les plus grands contributeurs à cette poussée (Schloemer, Thompson et al. 2017), une transition « passive » signifie une activité musculaire diminuée et insuffisante pour anticiper la transition mais ne signifie pas une absence d'activité musculaire. L'appellation transition « anticipée » et « non-anticipée » est une alternative possible, néanmoins nous garderons le vocabulaire emprunté à Chastan, Do et al. (2009) dans la suite de la thèse.

En conclusion, pour déterminer le mode de transition au sein d'une population de personnes âgées, il nous est nécessaire de connaître la composante verticale des forces de réaction au sol ainsi que l'instant du début du double contact. Pour quantifier l'effet de l'âge et du mode de transition sur la cinétique, nous avons choisi d'évaluer la contribution de chaque jambe durant la transition et la forme de l'hodographe.

Outils méthodologiques

Mesure des forces de réaction au sol sur tapis roulant instrumenté

Comme expliqué dans le paragraphe précédent, notre protocole expérimental doit permettre de mesurer les forces de réaction au sol et de délimiter la phase de double contact. Ainsi, la composante verticale des forces de réaction au sol sous chaque pied permet d'évaluer la contribution de chaque jambe durant la transition. Les composantes verticales et antéropostérieures des forces permettent de déterminer la vitesse dans ces deux directions. Les variations de la vitesse verticale sont nécessaires pour délimiter la transition et pour déterminer le mode de transition. Ces variations associées aux variations de la vitesse antéropostérieure permettent

d'obtenir l'hodographe. Le choix du matériel de mesure est aussi influencé par la nécessité de contrôler la vitesse de marche. En effet, comme la vitesse spontanée diminue avec l'âge, les différences observées au niveau de la cinétique entre des jeunes adultes et des personnes âgées marchant à vitesse spontanée peuvent être dues à un effet de l'âge, de la vitesse ou des deux. L'utilisation de vitesses identiques permet d'isoler l'effet de l'âge de celui de la vitesse.

Plusieurs instruments permettent de mesurer les forces de réaction au sol : des plateformes de forces alignées ou un tapis roulant instrumenté. Nous avons choisi de ne pas utiliser des plateformes de forces car elles ne permettent pas de contrôler la vitesse de marche facilement. En effet, pour pouvoir étudier la marche à une vitesse souhaitée, il aurait été nécessaire de vérifier la vitesse à chaque essai et de demander au sujet d'adapter sa vitesse à chaque passage. Il aurait alors fallu multiplier les allers-retours sur les plateformes, au risque d'induire une fatigue modifiant le pattern de marche (Janssen, Schollhorn et al. 2011). Les personnes âgées montrant une plus grande fatigabilité que les jeunes (Richardson, Glynn et al. 2015), les plateformes de force ne semblaient donc pas adaptées pour notre étude.

A contrario, le tapis roulant instrumenté présente l'avantage de pouvoir contrôler la vitesse souhaitée et de mesurer plusieurs pas lors d'un seul enregistrement. Il existe des tapis roulants instrumentés avec une bande unique mesurant la force totale développée par les deux pieds et d'autres à deux bandes mesurant la force développée sous chaque pied séparément. Cependant, le design des tapis roulants à deux bandes contraint le sujet à marcher avec une largeur de pas plus importante et modifie la position normale du membre inférieur (Altman, Reisman et al. 2012). Une marche avec une largeur de pas plus grande occasionne une augmentation du coût

résultant de l'augmentation du travail mécanique nécessaire durant la phase de transition d'un pied à l'autre (Donelan, Kram et al. 2002, Kuo, Donelan et al. 2005). La présence de deux bandes peut donc potentiellement avoir une influence sur la marche des personnes âgées. Ainsi, un tapis roulant instrumenté composé d'une seule bande permet d'éviter ce type d'écueil. Néanmoins, il ne mesure que la somme des forces de réaction au sol. Pour l'étude de la phase de transition chez la personne âgée, il est nécessaire de mettre en place un algorithme déterminant de façon précise la phase de double contact ainsi que les forces sous chaque pied.

Plusieurs méthodes sont proposées dans la littérature pour délimiter la phase de double contact. Certaines méthodes utilisent du matériel additionnel, comme des caméras (Zeni, Richards et al. 2008), des semelles de pression (Forner Cordero, Koopman et al. 2004) ou des accéléromètres (Mansfield and Lyons 2003), qui peuvent être difficiles à synchroniser avec la mesure des forces. Certains auteurs se basent sur la détection d'un point d'inflexion dans les variations de la composante verticale des forces de réaction au sol (Begg and Rahman 2000, Kimura A 2006). Ces méthodes ne sont pas utilisables dans la plupart des cas, particulièrement dès que le pattern de marche est modifié (Ballaz, Raison et al. 2013).

Comme proposé par Ballaz, Raison et al. (2013) et Villeger, Costes et al. (2014), le déplacement du centre de pression (CoP) semble une mesure appropriée pour la détection du double contact. En effet, le CoP présente de grandes variations durant le double contact et de faibles variations durant la phase de simple contact comme illustré sur la Figure 1-13.

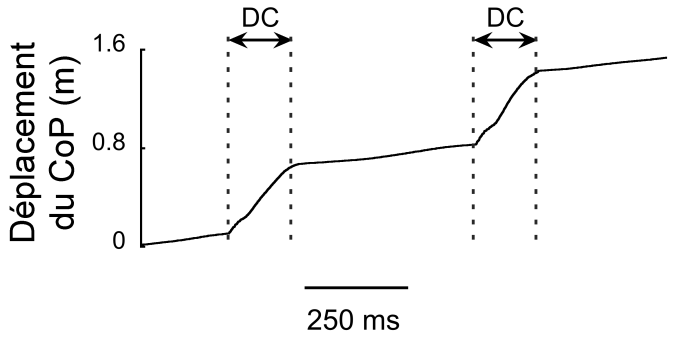


Figure 1-13. *Déplacement du centre de pression en fonction du temps. Les lignes verticales délimitent le double contact (DC). Tracé d'un sujet de 23 ans marchant à 0.83 m.s^{-1}.*

Cependant, les méthodes de détection de Ballaz et Villeger se basent sur un seuil qui nécessite d'être adapté selon le matériel utilisé et les paramètres d'acquisition. Nous montrerons dans le premier chapitre que la méthode de détection peut être améliorée en se basant sur les variations du CoP sans utiliser de seuil et sans adaptation nécessaire selon le protocole d'acquisition, permettant des mesures sur plateformes de force et tapis-roulant instrumenté.

Plusieurs méthodes de détermination des forces sous chaque pied à partir des données provenant des capteurs de forces ont également été proposées dans la littérature (Ballaz, Raison et al. 2013, Villeger, Costes et al. 2014, Samadi, Raison et al. 2017). Les méthodes déterminent à partir d'une fonction mathématique la courbe de la poussée verticale du pied arrière durant le double contact. Cette fonction peut être une fonction spline, une fonction sinus ou des fonctions plus complexes (Ballaz, Raison et al. 2013, Villeger, Costes et al. 2014, Samadi, Raison et al. 2017). Cependant aucune des méthodes proposées ci-dessus n'a été validée sur un grand nombre de sujets et chez des sujets dont la marche est atypique, par exemple une marche pathologique. Nous montrerons également dans le chapitre 1

l'algorithme nouvellement développé pour déterminer les forces sous chaque pied, ainsi que sa validation pour des marches atypiques et sur tapis roulant instrumenté.

Mesure de la cinématique du membre inférieur

Lors des expériences, la cinématique du membre inférieur a été enregistrée, permettant de comprendre le rôle des articulations sur le mode de transition. La cinématique nécessite de diviser le corps en segments rigides et indéformables articulés entre eux (par exemple deux pieds, deux jambes, deux cuisses et un segment supérieur (Davis, Õunpuu et al. 1991)). Les mouvements corporels sont enregistrés à l'aide de caméras et les segments sont délimités par des marqueurs placés sur les articulations.

Une première méthode d'analyse consiste à décrire l'évolution des amplitudes articulaires de la hanche, du genou et de la cheville au cours du cycle de marche afin de comparer les patterns de marche, comme illustrée par la Figure 1-6. Cette première méthode permet de mettre en évidence à quel instant du cycle de marche et avec quelles amplitudes les différentes articulations sont sollicitées.

Une seconde méthode décrit la coordination segmentaire par l'analyse de la covariation cinématique segmentaire au cours de la marche. Cette méthode examine la marche en déterminant comment les différents segments du membre inférieur sont coordonnés. Comme souligné par Borghese, Bianchi et al. (1996) et Ivanenko, Cappellini et al. (2007), les évolutions temporelles des angles d'élévation (angles formés entre les segments et la verticale) des segments du membre inférieur sont étroitement couplées. En effet, l'évolution des angles d'élévation des 3 segments du

membre inférieur au cours d'un pas affichés sur un graphe 3D dessine une boucle située dans un plan (Borghese, Bianchi et al. 1996) comme illustrée dans la Figure 1-14.

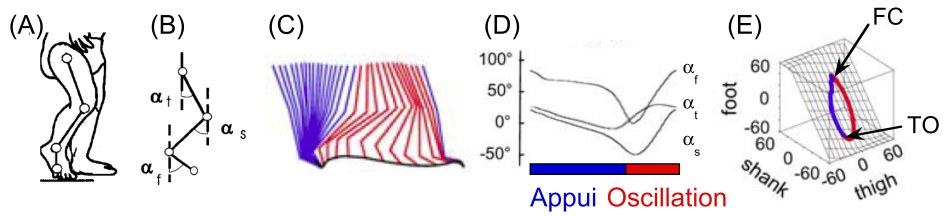


Figure 1-14. *Etapes pour l'analyse de la covariation cinématique segmentaire (A). Placement des marqueurs sur le membre inférieur. (B). Mesure des angles d'élévation de la cuisse (α_t), de la jambe (α_s) et du pied (α_f). (C). Stick diagramme durant un cycle de pas (D). Angles d'élévation du pied (α_f), de la cuisse (α_t) et de la jambe (α_s) durant un cycle de pas. (E) Représentation 3D des angles d'élévation. (A) et (B) : figures modifiées d'après Cheron, Bouillot et al. (2001). (C), (D) et (E) : figures modifiées d'après Ivanenko, Cappellini et al. (2007)*

La boucle elliptique obtenue représente la covariation cinématique segmentaire entre la cuisse, la jambe et le pied et reflète la coordination entre ces 3 segments. Afin d'analyser cette boucle elliptique à 3 dimensions, une analyse en composantes principales est appliquée et les 3 premières composantes, appelées PC1, PC2 et PC3, sont sélectionnées. Durant la marche, PC1 et PC2 sont liées au plan dans lequel est située la boucle et décrivent la forme globale de la boucle, tandis que PC3 est orthogonale au plan et décrit l'orientation du plan. Le pourcentage de variance (PV) expliqué par PC1 et PC2 reflète la forme de la boucle. Plus PV1 est important par rapport à PV2, plus la forme de la boucle se rapproche d'une ligne. Durant la marche de jeunes adultes à vitesse spontanée, PV1 et PV2 expliquent plus de 99% de la variance. Le pourcentage de variance illustré

par PC3 (PV3) est un index de la « planarité » de la boucle : 0% correspondant à une boucle parfaitement plane.

L'orientation du plan permet lui aussi de caractériser la covariation cinématique segmentaire. Cette orientation est déterminée par le timing entre les angles d'élévation des 3 segments du membre inférieur. Barliya, Omlor et al. (2009) a montré que l'orientation du plan est corrélée avec le décalage temporel entre la jambe et le pied.

D'un point de vue mathématique, l'orientation du plan est définie par le vecteur orthogonal au plan appelé u_3 (Figure 1-15). Ce vecteur est situé dans un espace composé de 3 dimensions, défini par les variations des angles d'élévation du pied, de la cuisse et de la hanche et est donc caractérisé par 3 composantes : u_{3t}, u_{3s} u_{3f} caractérisant l'orientation du vecteur vis-à-vis de la hanche (*thigh*), de la jambe (*shank*) et du pied (*foot*).

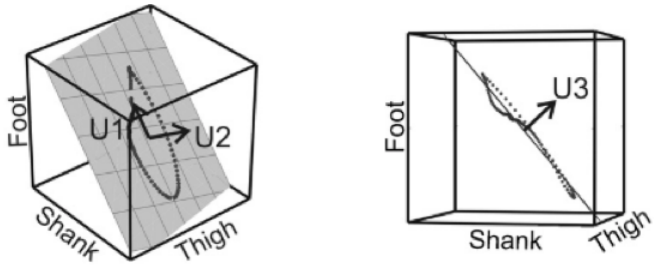


Figure 1-15*. Vue frontale et de profil de la représentation 3D des angles d'élévation. Figure modifiée d'après Leurs, Bengoetxea et al. (2012).*

Concrètement, lors de variations de la jambe et du pied en phase, le plan est parallèle à l'axe de la cuisse et la valeur d'u_{3t} est nulle. Ce phénomène est observé uniquement en l'absence totale de mouvements de la cheville. Une valeur d'u_{3t} positive correspond à des mouvements de la jambe précédant ceux du pied et à l'inverse, une valeur négative correspond à des mouvements du pied précédant ceux de la jambe (Figure 1-16).

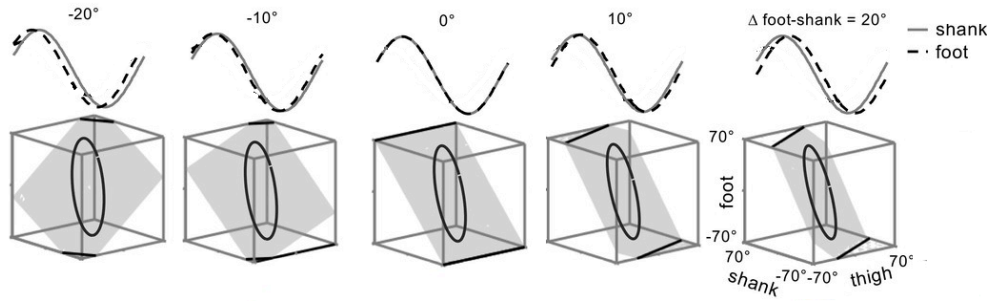


***Figure 1-16**. Effet du décalage entre les variations des angles d'élévation entre le pied et la jambe sur l'orientation du plan de la covariation cinématique segmentaire. Figure modifiée d'après Catavitello, Ivanenko et al. (2018).*

Martino, Ivanenko et al. (2014) analysent la covariation cinématique segmentaire durant la marche ataxique. Ils observent une réduction d'u_{3t} chez les sujets présentant un trouble de l'équilibre. Au cours de la discussion générale, un parallèle entre notre population de personnes âgées et les résultats de Martino, Ivanenko et al. sera établi afin d'appuyer le choix de notre nouvel indicateur de chute.

Objectifs

L'objectif principal de cette thèse est de proposer un nouvel indicateur de risque de première chute chez la personne âgée, basé sur l'analyse de la phase de transition, c'est-à-dire la phase de transfert du poids du corps d'une jambe à l'autre durant la marche. Nous émettons l'hypothèse que des stratégies différentes existeraient dans la phase de transition au sein d'une population âgée reflétant un risque de chute accru au sein de cette population.

Les objectifs du **chapitre 1** sont de proposer une méthode originale et quantitative permettant de calculer la composante verticale des forces de réaction au sol sous chaque pied sur tapis roulant instrumenté à une seule bande. Ainsi, cette nouvelle méthode permettra d'analyser la phase de transition chez une population âgée marchant sur un tapis roulant. Nous faisons l'hypothèse qu'une reconstruction correcte de la force verticale sous chaque pied peut être obtenue sur différents patrons de marche sur tapis roulant.

L'objectif du **chapitre 2** est de mettre en évidence l'impact de l'âge sur la phase de transition. Nous faisons l'hypothèse qu'à vitesse lente, peu de différences peuvent être observées en fonction de l'âge et qu'à plus hautes vitesses, les personnes âgées pourront avoir un déséquilibre de poussée entre la jambe avant et la jambe arrière durant la phase de transition. Ainsi, ce chapitre nous permettra de mettre en évidence une vitesse de référence pour comparer la phase de transition d'un pas à l'autre entre les sujets jeunes et les personnes âgées.

Les objectifs du **chapitre 3** sont de mettre en évidence les différences de coordination segmentaire entre les sujets jeunes et les personnes âgées lorsque la vitesse est contrôlée. Nous faisons l'hypothèse que la coordination segmentaire est modifiée avec l'âge. Ce chapitre permettra de mettre en évidence la méthodologie utilisée pour la coordination segmentaire grâce à l'étude de la covariation cinématique segmentaire. Ce point sera plus spécifiquement développé dans la discussion générale.

L'**objectif** du **chapitre 4** est d'utiliser notre outil d'étude de la phase de transition pour identifier deux groupes de personnes âgées avec des risques différents de première chute. Nous faisons l'hypothèse que la population âgée est composée de personnes présentant une transition active et de personnes présentant une transition passive. Ces dernières présenteraient un déséquilibre plus important de la contribution de la jambe avant et de la jambe arrière à la transition et une diminution de l'équilibre statique avec un risque accru de chute.

Contenu de chaque chapitre

Le chapitre 1 présente (a) un algorithme permettant une détection automatique, systématique et fiable de la phase de double appui et (b) un algorithme permettant la reconstruction de la composante verticale des forces de réaction au sol sous chaque pied durant la phase de double contact. Les algorithmes ont été validés sur plateformes de force fixées dans le sol pour des sujets sains et des patients, ainsi que sur tapis roulant instrumenté à une seule bande pour des sujets sains marchant à différentes vitesses. Le chapitre 1 est composé de l'article de Meurisse, Dierick et al. publié dans *Gait and Posture* (2016) pour la validation des algorithmes sur plateforme ainsi que des résultats présentés lors du *8th World Congress of Biomechanics* à Dublin en juillet 2018 pour la validation des algorithmes sur tapis roulant.

Le chapitre 2 présente l'effet de l'âge sur la phase de transition au cours de la marche à plusieurs vitesses chez de jeunes adultes et des personnes âgées. Les résultats montrent une adaptation différente de la phase de transition

avec l'âge pour des vitesses moyennes et élevées. Les principales différences sont une diminution de la poussée dans le sens vertical du pied arrière, une augmentation de la poussée verticale du pied avant et l'absence d'accélération simultanée vers l'avant et vers le haut simultanément chez la personne âgée. Le chapitre 2 est constitué de l'article publié dans *Journal of Biomechanics* (Meurisse, Bastien et al. 2019a).

Le chapitre 3 présente l'étude de l'effet de l'âge sur la coordination segmentaire par l'analyse de la covariation cinématique segmentaire au cours de la marche à plusieurs vitesses chez de jeunes adultes et des personnes âgées. Ce chapitre décrit la méthodologie utilisée pour l'analyse de la covariation cinématique segmentaire qui sera exploitée au sein de la discussion générale. Les résultats montrent que la coordination segmentaire chez les personnes âgées varie peu avec la vitesse en comparaison aux jeunes adultes. En particulier, les personnes âgées limitent leur répertoire de déplacements segmentaires. Ces différences sont principalement liées aux modifications de coordination entre la jambe et le pied. Le chapitre 3 est constitué de l'article publié dans *Gait and Posture* (Dewolf, Meurisse et al. 2019).

Le chapitre 4 présente la phase de transition au cours de la marche à 1.11 $m.s^{-1}$chez de jeunes adultes, des personnes âgées présentant une transition active et des personnes âgées présentant une transition passive. Les résultats montrent une phase de transition différente entre les jeunes et les personnes âgées présentant une transition active d'un côté et les personnes âgées présentant une transition passive. Les principales différences sont une contribution inégale de la jambe avant et de la jambe

arrière à la transition et un hodographe modifié chez les personnes âgées avec une transition passive. Ces modifications sont corrélées à des tests d'équilibre statique. La transition passive pourrait être un indicateur de risque dans la prévention des premières chutes. Le chapitre 4 est constitué de l'article publié dans *Plos One* (Meurisse, Bastien et al. 2019b).

Chapitre 1 : Détermination de la composante verticale des forces de réaction au sol sous chaque pied

A) Sujets sains et patients sur plateformes de force

Meurisse GM, Dierick F, Schepens B, Bastien GJ. Determination of the vertical ground reaction forces acting upon individual limbs during healthy and clinical gait. Gait & posture. 2016;43:245-50.

Abstract

In gait lab, the quantification of the ground reaction forces (GRF) acting upon individual limbs is required for dynamic analysis. However, using a single force plate, only the resultant GRF acting on both limbs is available.

The aims of this study are (a) to develop an algorithm allowing a reliable detection of the front foot contact (FC) and the back foot off (FO) time events when walking on a single plate, (b) to reconstruct the vertical GRFs acting upon each limb during the double contact phase (DC) and (c) to evaluate this reconstruction on healthy and clinical gait trials.

For the purpose of the study, 811 force measurements during DC were analyzed based on walking trials from 27 healthy subjects and 88 patients. FC and FO are reliably detected using a novel method based on the distance covered by the centre of pressure. The algorithm for the force reconstruction is a revised version of the approach of Davis and Cavanagh (1993). In order to assess the robustness of the algorithm, we compare the resulting GRFs with the real forces measured with individual force plates.

The median of the relative error on force reconstruction is 1.8 % for the healthy gait and 2.5 % for the clinical gait. The reconstructed and the real GRFs during DC are strongly correlated for both healthy and clinical gait data (R^2 equal to 0.998 and 0.991 respectively).

Introduction

Human walking is characterized by the occurrence of the double contact phase (DC), when both feet are on the ground, separating periods of single contact when the contralateral limb is swung forward. The evaluation of the external forces acting upon each lower limb may be required, for example to estimate the joint forces and moments developed at the ankle, knee and hip by the inverse dynamic method (Elftman 1939). This is classically used for the evaluation of healthy adults (Koopman, Grootenboer et al. 1995), advanced age (Franz and Kram 2014), or patients (Stoquart, Detrembleur et al. 2008). From a practical perspective, the decomposition of the ground reaction forces (GRFs) into left and right profiles acting upon each limb during DC can be challenging since the subject must perform two consecutive steps with feet on separate force plates. Generally, this implies the subject to target the force plates using visual guidance to place the feet correctly. Even if the variability of GRFs is not affected by 'targeting'(Grabiner, Feuerbach et al. 1995), kinematic adaptations were shown previously: the motion of the body segments are flawed (Oggero, Pagnacco et al. 1997) and the variability of the step length is increased (Wearing, Urry et al. 2000). A counteract is to perform as many trials as necessary but a high number of trials could cause fatigue and could result also in a gait pattern alteration (Janssen, Schollhorn et al. 2011). Moreover,

the ‘targeting’ or the repetition is laborious for the evaluation of patient suffering from neurological or orthopedic disorders.

To overcome this methodological weakness, one solution is to record separately the left and right GRFs by means of a split-belt force treadmill (Verkerke, Hof et al. 2005, Kiss 2010). However, this belt design usually constrains the subject to walk with an unnaturally wider base of support (Kram, Griffin et al. 1998, Dierick, Penta et al. 2004). Another solution is to use a single belt force treadmill (Kram, Griffin et al. 1998, Dierick, Penta et al. 2004) or multiple force plates that would measure the sum of GRFs (F_{sum}) and use an algorithm to reconstruct, during DC, the left and right force profiles. However, to get individual GRFs, it is required to first, detect both events defining the beginning and the end of DC (the front foot contact (FC) when the heel strikes the ground and the back foot off (FO) when the toes take off the ground), and secondly, reconstruct the GRFs acting upon each limb by means of an efficient algorithm.

Additional equipment is often used to detect FC and FO gait events using cameras (O'Connor, Thorpe et al. 2007, Zeni, Richards et al. 2008, De Witt 2010), sensors on the sole or the insole of the shoe (Hausdorff, Ladin et al. 1995, Forner Cordero, Koopman et al. 2004), miniature gyroscopes (Aminian, Najafi et al. 2002) or accelerometers (Mansfield and Lyons 2003). The precision of the detection is highly variable with these additional measurements and they present at least two disadvantages: a potential discomfort for the subject, and synchronization between devices can be problematic.

More interestingly, the FC and FO gait events can also be detected using only the force plates measurement and without any additional material. For instance, various authors (Begg and Rahman 2000, Kimura A

2006, Roerdink, Coolen et al. 2008) determined FC and/or FO by locating a minimum or an inflexion point on either F_{sum} traces or its derivative. Although these detections seem convenient, this inflection point is not systematically present in GRF recordings and they are partly based on expected durations or expected individual GRF patterns. As already spotted by Ballaz et al. (2013), those methods are not usable in many cases and particularly when the walking pattern is abnormal and cannot be anticipated. Alternatively, several authors chose to detect FC and FO events using the centre of pressure (CoP). Indeed, in any walking trial, the CoP is relatively constant during single contact phases while it shows large variations during DC, which makes the CoP a very efficient parameter for the FC and FO detection. Davis and Cavanagh (1993) determined FC and FO by a visual observation of the CoP while Ballaz et al. (2013) and Villeger et al. (2014) went one step further using a threshold value. However, the DC detection can be improved, intending to provide an automated and reliable tool without threshold value.

Finally, different methods to reconstruct the individual GRFs during DC have been suggested in the literature. These methods mainly focus on the largest GRF component, the vertical, even though the fore-aft and lateral components may also be needed in analyses like the inverse dynamic. For instance, Davis and Cavanagh (1993) proposed a method based on the lateral CoP location and GRFs by means of two simultaneous equations; Begg and Rahman (2000) used the forces measured during the previous step, Ballaz et al. (2013) used a cubic spline to approximate the vertical GRFs acting upon the back limb during DC, and Villeger et al. (2014) enhanced the original algorithm of vertical GRF reconstruction developed by Ren et al. (2008) by including pre-DC GRF characteristics and walking

speed. However, none of these methods was evaluated on a large sample of healthy or pathological subjects or at different walking speeds. Additionally, although the pioneering reconstruction method of Davis and Cavanagh is the most attractive, some adaptations of their algorithm are needed. Indeed, when a subject walks with a narrowed sustentation base, the feet tend to be aligned, the left foot lever arm becomes equivalent to the right foot lever arm and their equations can no longer be solved.

The aims of this study are the following: (a) to develop an algorithm allowing an automatic, systematic and reliable detection of FC and FO, (b) to improve the Davis and Cavanagh's vertical GRF reconstruction algorithm, (c) to evaluate this new procedure on a large number of steps collected in healthy subjects and patients.

Methods

Subjects

Twenty-seven young healthy subjects (mean age: 22.8±2.6 years, weight: 71.6±9.5 kg) and eighty-eight patients (33 adults, mean age: 40.2±15.5 years, weight: 67.2±17.7 kg and 55 children, mean age: 9.5±3.0 years, weight 31.2±13.4 kg) were enrolled in the study. The inclusion criteria for the healthy subjects were: age over 18 years, no current locomotor system injury complaints, and no history of neurological disorder. Before the experiments, the purpose and nature of the study was explained to the subjects. Patients' data are issued from the gait laboratory of Saint-Luc university Hospital (Brussels, Belgium) and collected between 2000 and 2002 for medical evaluations. All experiments were performed

according to the Declaration of Helsinki and were approved by the local ethics committee.

The subjects were asked to walk across a force platform. The mean walking speed was measured by two photocells placed at the beginning and the end of the walkway. A total of 374 steps were recorded for healthy gait where subjects were requested to walk at different speeds ranging from 0.83 to 1.94 $m.s^{-1}$. A total of 437 steps were recorded for clinical gait (352 steps for neurological disorders; 63 steps for orthopedic disorders; and 22 steps for other disorders, Table 2-1). In all cases, the patients were recorded at their spontaneous walking speed.

Force platform measurement

The GRFs were measured by means of a force platform mounted at floor level and embedded in the center of a long walkway. All GRFs are reported according to the ISB referential recommendation (Wu and Cavanagh 1995). The individual signals of the force plates data were collected independently with three different set-ups: either eight *1000*1000 mm* force plates as described in Genin et al. (2010), four *Arsalis 800*500 mm* force plates as described in Pozo et al. (2011) or seven force plates of different sizes as described in Detrembleur et al. (2000). The amplified signals of the force plates were processed by means of a computer with dedicated software. For each of these set-ups, the sample rate was respectively 500, 250 and 100 Hz. A complete step cycle was selected for analysis only when the feet were on different force plates in order to compare the real and the reconstructed individual GRFs.

Table 2-1

Diagnoses of the patients

	Numbers of patients	Numbers of steps
Neurological diseases		
Periventricular leukomalacia	2	10
Idiopathic toe-walker	2	11
Hemiplegia	24	117
Diplegia	7	42
Cerebral palsy	29	126
Arnold-Chiari malformation	1	5
Myopathy	1	7
Paraparesis	3	17
Childhood polio	1	5
Quadriparesis	2	12
Orthopedic diseases		
Ankle sprain	2	10
Osteoarthritis of the knee	1	4
Lower limb fracture	1	7
Spondylolysis	1	7
Equinovarus	4	16
Foot valgus	1	11
Spasticity	1	8
Others diseases		
Fibromyalgia	2	10
Walking unstable	2	9
Psychomotor retardation	1	3
Total	88	437

Calculation of the real FC, FO and GRF with two force plates

The real vertical component of the GRF acting upon the back limb (F_{back}) and the front limb (F_{front}) were measured from two individual force plates. The real FC timestamp was determined when F_{front} exceeds 10 N

(2 times the maximum of noise signal) and the real FO timestamp when F_{back} falls below 10 N.

Calculation of FC, FO and GRF with one force plate

In the *one-plate* method, the same GRFs (F_{back} and F_{front}) are summed as if they were collected from a single force plate. Here, the FC and FO were automatically determined by computation of d_{path}, the difference between $Path_{CoP}$ and P-line (Figure 2-1). The $Path_{CoP}$ is the distance covered by the CoP and P-line is the line joining the initial and final $Path_{CoP}$ value during one single step cycle. FC corresponds to the minimum of d_{path} curve and FO to the maximum of d_{path} curve (Figure 2-1).

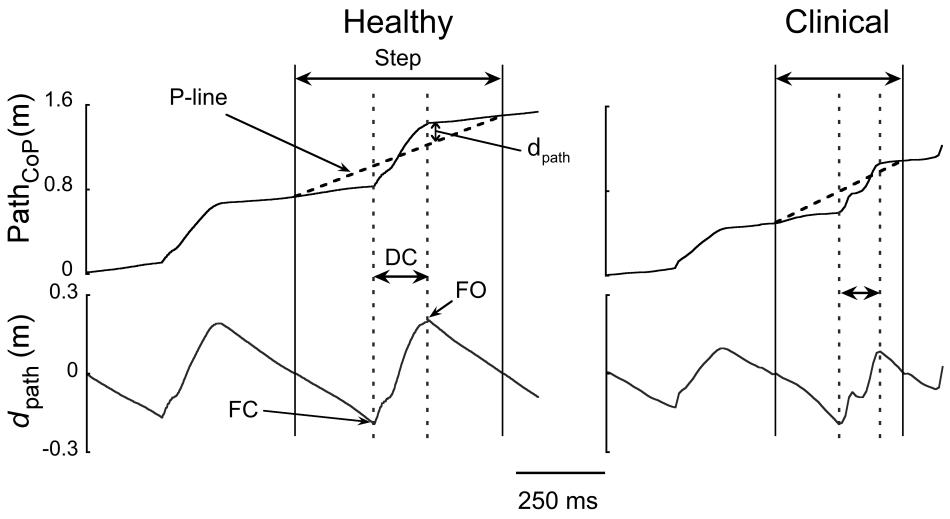


Figure 2-1 Detection of FC and FO during walking (Top) $Path_{CoP}$: distance covered by the centre of pressure as a function of time. (Bottom) d_{path}: difference between the $Path_{CoP}$ and the P-line as a function of time. Healthy traces are from a 23 year-old subject (weight: 72 kg, height: 1.83 m). The step lasts for 634 ms and is delimited by the continuous vertical lines and the DC lasts for 164 ms and is delimited by the dotted vertical lines. Clinical traces are from a 73 year-old hemiplegic patient (weight: 73 kg, height 1.71 m). The step lasts for 390 ms and the DC lasts for 130 ms.

Once the FC and FO events are identified, the vertical GRFs acting upon each limb are reconstructed during DC using an algorithm based on an equivalence of forces and of moments.

(*a*) Equivalence of forces in the vertical direction:

$$F_{sum} = F_{back} + F_{front} \quad (1)$$

where $F_{sum,}$ $F_{back,}$ and F_{front} are the vertical GRFs acting upon both limbs, the back limb and the front limb respectively.

(*b*) Equivalence of moments around an axis *A* on the force platform top surface horizontal plane, such that (Figure 2-2):

- the axis *A* passes through CoP_{back} and is perpendicular to the line d_{front} that joins CoP_{back} to CoP_{front}. CoP_{back} and CoP_{front} are the application points of F_{back} and F_{front}. Thus, axis *A* is defined with the following equations:

$$m = \frac{CoP_{zback} - CoP_{zfront}}{CoP_{xfront} - CoP_{xback}} \quad \text{and} \quad p = CoP_{xback} - m * CoP_{zback} \quad (2)$$

where *m* is the slope of *A* and *p* is the intercept of *A* with the x-axis. Subscripts *x* and *z* relate to the fore-aft and the lateral position of the CoP respectively.

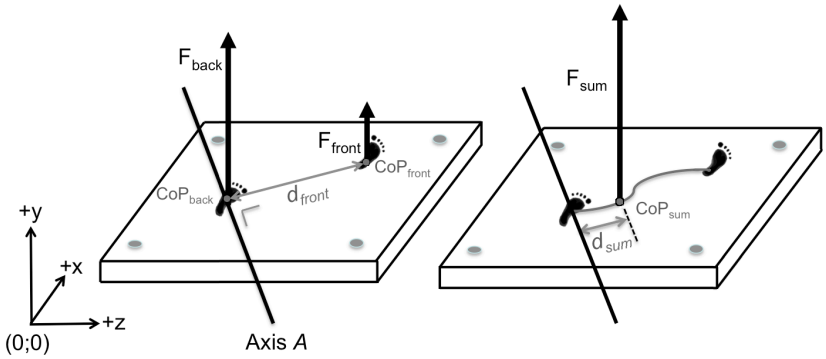


Figure 2-2 The equivalence of moments around the axis A *(Left) Illustration of d_{front}. The vertical arrows represent the GRFs acting under the front and back limbs, respectively F_{front} and F_{back}. (Right) Illustration of*

d_{sum}. The vertical arrow represents the sum of F_{front} and F_{back} (F_{sum}). The axis A passes through CoP_{back} and is perpendicular to the line d_{front} that joins CoP_{back} to CoP_{front}. d_{sum} is the distance between CoP_{sum} and the axis A. GRF referential (Wu and Cavanagh 1995): +x axis is defined as the direction of travel, +y axis is defined upward and +z is defined by a right hand rule. The anticlockwise moments are defined as positive.

The location of CoP_{back} is considered fixed and defined as the mean CoP_{sum} during the 20 ms preceding FC (pre-DC CoP characteristic). Similarly, CoP_{front} is considered fixed and defined as the mean CoP_{sum} during the 20 ms following FO (post-DC CoP characteristic).

The moment generated around A (M_A) is therefore equal to:

$$M_A = d_{front} * F_{front} = d_{sum} * F_{sum} \quad (3)$$

where d_{sum} is the distance between CoP_{sum} and the axis A, calculated as:

$$d_{sum} = \frac{m * Cop_{zsum} - Cop_{xsum} + p}{\sqrt{1+m^2}} \quad (4)$$

and d_{front} is the distance between CoP_{back} and CoP_{front}.

Finally, by substitution, the vertical GRFs acting under the front and the back limb are obtained by:

$$F_{front} = \frac{F_{sum} * d_{sum}}{d_{front}} \quad (5)$$

$$F_{back} = F_{sum} - F_{front} \quad (6)$$

<u>*Calculation of GRF error*</u>

The absolute error (e_F), during DC, for GRF acting upon the back limb is calculated as:

$$e_F = \frac{\sum_{i=1}^{n} \left| F_{reconstructed,i} - F_{real,i} \right|}{n} \quad (7)$$

where $F_{reconstructed,i}$ is the force calculated at each instant (i) using the reconstruction algorithm, $F_{real,i}$ is the real force and n is the number of samples during DC.

The relative error (ε_F) is calculated as:

$$\varepsilon_F = \frac{e_F}{\left| F_{\max} \right|} \quad (8)$$

where F_{max} is the maximal real force during DC acting under the back limb.

Note that the absolute error calculated for the forces acting on the front limb would be, by mathematics, identical to those calculated for the back limb.

Comparisons to other methods

In order to compare to our results for FC and FO detections, the methods of Ballaz et al. (2013) and of Villeger et al. (2014) have been implemented with our data. To compare to our results for the vertical GRF reconstruction, the methods of Ballaz et al. (2013) and of Davis and Cavanagh (1993) have been implemented with our data.

Results

FC and FO error analysis

The errors of FC and FO detections are calculated by the absolute difference between the real timestamps and the timestamps determined with our method. The distribution of these errors is presented as histograms in Figure 2-3A. For the current method, the median value of the error is null

for the FC detection and reaches a maximal value of 4 ms for the FO (Table 2-2).

Table 2-2 Time events and force reconstruction errors.

	Healthy gait			Clinical gait			Total		
Time events error	Median	P_{75}	P_{95}	Median	P_{75}	P_{95}	Median	P_{75}	P_{95}
FC (ms)									
Ballaz et al. [23]	12	16	18	0	10	20	10	12	20
Villeger et al. [25]	4	4	6	10	10	10	4	10	10
Current method	**0**	**2**	**4**	**0**	**0**	**10**	**0**	**0**	**10**
FO (ms)									
Ballaz et al. [23]	26	134	190	50	100	170	32	110	184
Villeger et al. [25]	13	34	184	10	30	160	10	30	170
Current method	**4**	**8**	**36**	**0**	**10**	**40**	**4**	**10**	**40**
GRF error									
e_F (N)									
Ballaz et al. [23]	28.3	42.4	69.0	25.3	39.5	82.0	26.7	40.3	73.4
Davis and Cavanagh [24]	57.2	84.1	143.8	18.3	32.6	64.4	33.1	59.1	119.2
Current method	**12.7**	**16.5**	**22.4**	**10.1**	**15.6**	**33.9**	**11.0**	**16.8**	**27.7**
e_F (%)									
Ballaz et al. [23]	3.8	5.6	9.1	7.0	10.0	17.2	5.3	8.1	14.5
Davis and Cavanagh [24]	7.7	11.1	18.5	4.8	8.3	20.6	6.2	10.0	19.3
Current method	**1.8**	**2.2**	**2.9**	**2.5**	**4.3**	**9.3**	**2.0**	**3.0**	**7.3**

The absolute error on Foot Contact (FC) and Foot Off (FO) detections is expressed in milliseconds. The absolute error during DC on the vertical ground reaction force reconstruction (e_F) is expressed in newtons. The relative error ($\mathcal{E}_F$) is expressed as a percentage of the maximal GRF acting upon the back limb during DC. Errors are calculated on 374 DC phases for healthy gait and 437 for clinical gait. P_{75} and P_{95} indicate the percentile 75 and percentile 95.

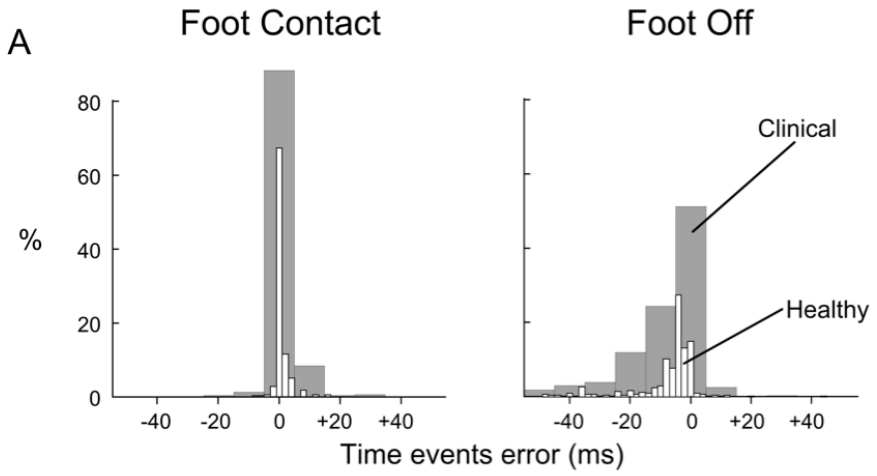


Figure 2-3 (A) DC detection *Time events error distribution of the DC detection with the current method. Time event errors are expressed in milliseconds. The white and grey bars represent the healthy (n=374) and the clinical data (n=437) respectively.*

GRF error analysis

A typical trace of vertical GRFs and the relative error (ε_F) as a function of time is shown in the upper part of Figure 2-3B. The bottom part of Figure 2-3B shows the GRFs obtained by reconstruction as a function of the real GRFs for all DC data samples. The relationship is linear for both healthy and clinical gait data and presents a strong correlation (R^2 equal to 0.998 and 0.991 respectively) with slopes corresponding to the identity line (1.007 and 1.010 respectively).

The median, the P_{75} and the P_{95} of the e_F and ε_F are presented in Table 2 where our results are compared to Ballaz et al. (2013) or Davis and Cavanagh (1993) methods. The median of ε_F on force reconstruction with the current method is 1.8 % for healthy gait and 2.5 % for clinical gait. Our algorithm clearly reduces the error on GRF reconstruction compared to the two other methods.

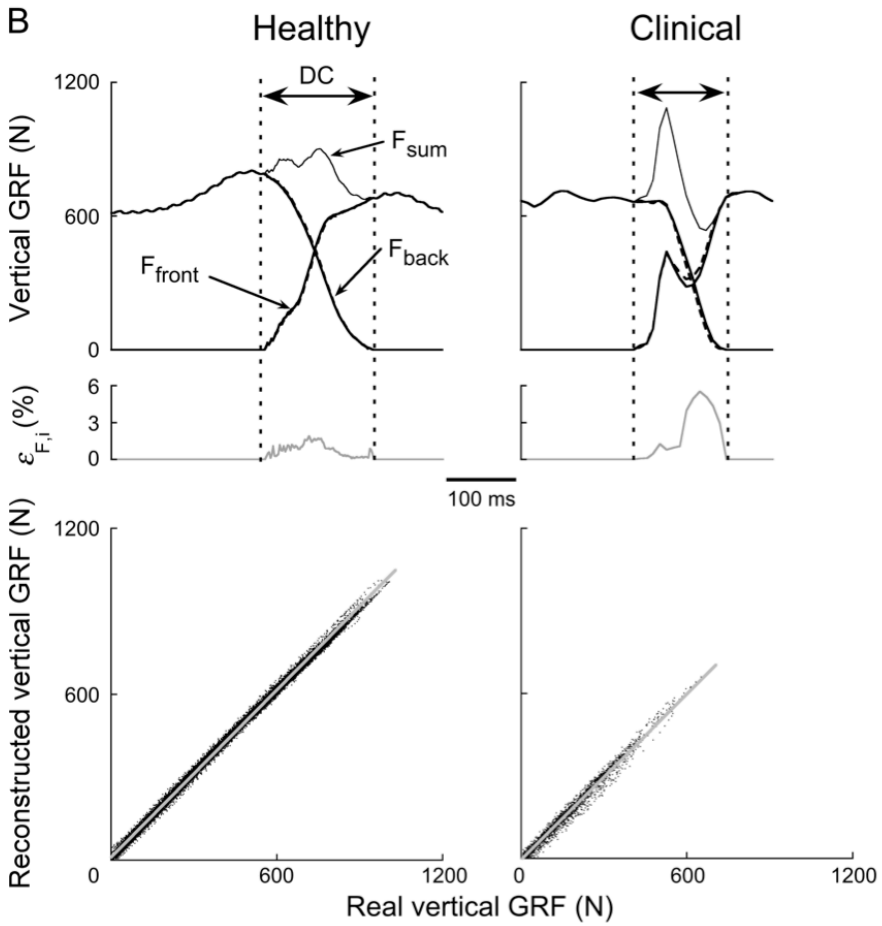


Figure 2-3 (B) GRF reconstruction *Ground reaction forces, relative error and correlation between the real and reconstructed GRFs during the double contact (Top) Vertical ground reaction forces (GRFs) as a function of time. The bold continuous lines represent the real GRFs acting under the front and back limbs (respectively F_{front} and F_{back}), whereas the dashed lines represent the reconstructed GRFs. Note that the dashed lines are partially hidden by the bold continuous lines. The thin continuous line represents the sum of F_{front} and F_{back} (F_{sum}). (Middle) Time evolution of the relative error ($\varepsilon_{F,i}$) during DC. Same traces as in Figure 1. (Bottom) Correlation between the real and reconstructed GRFs acting upon the back limb for healthy and clinical gait during DC. The data points represent all samples during DC. The grey lines represent the linear regressions. Healthy: n=23073, R^2 = 0.998, slope = 1.007 [1.006; 1.007], intercept = 9.755 [9.516; 9.995], p < 0.001. Clinical: n=5149, R^2 = 0.991, slope = 1.010 [1.007; 1.013], intercept = -6.320 [-7.122; -5.518], p < 0.001. The values in brackets specify the 95% confidence interval of the slope and intercept coefficients.*

Discussion

The goal of the present study is to establish and validate a detailed methodology to (a) detect the FC and FO events and (b) decompose F_{sum} into its individual vertical force components (F_{back} and F_{front}).

First of all, a precise time detection of FC and FO is the keystone for an accurate reconstruction of the vertical GRF. As shown in the results, the methods of Ballaz et al. (2013) and of Villeger et al. (2014) have revealed limits in detecting the DC time events, at least using our data (Table 2). Indeed those methods failed regularly to identify FO correctly probably because the toe-off transition is less 'noticeable' in the F_{sum} or CoP curves. As a matter of fact, the method of Ballaz et al. (2013) is highly dependent on 'ΔCoP^2' thresholds not clearly defined by the authors. More recently, Villeger et al. (2014) adapted the detection method of Verkerke et al. (2005). The authors used the forward CoP speed to detect DC with the mean walking speed as a threshold. This method is easy to implement and performs well on FC. Nevertheless, it is less efficient for FO because, on some cases, the forward CoP speed presents multiple threshold-crossings during DC.

Following the drawbacks of previous studies mentioned above, we developed a new method of detection for FC and FO based on the minimum and maximum of d_{path} (Figure 2-1). Within a single step cycle, the minimum and maximum are, by definition, always present and thus allow an automatic and systematic detection of DC limits. We emphasize that our methodology suits any walking pattern, does not rely on subjective appreciation and does not need the data of a previous step. Also, our methodology does not require a threshold to detect FC and FO and thus

limits the risk of false detections or, on the contrary, the complete lack of detection.

Our results suggest a reliable detection of DC with 75 % of our data presenting no error for FC detection and only 10 ms or less error on FO (Table 2, P_{75}). Note that the values reported are dependent on the time interval between two samples. In our case, the sample rate for the clinical gait trials was 100 Hz, which means an error resolution as large as 10 ms ; better results can be expected with higher sample rates. Moreover, our absolute errors are the smallest reported in the literature. As mentioned previously, the FC and FO detections are of first importance but are only the prime stage to the force reconstruction.

In order to estimate the individual vertical forces based on kinetic data, Ballaz et al. (2013) used a spline interpolation between FC and FO. Villeger et al. (2014) used a more complex mathematical model taking into account the walking speed and pre-DC GRF characteristics. Anyhow, for vertical forces, both studies report a similar reconstruction error of 3.8 %. Clearly, the 'interpolation' methods allow a valuable force reconstruction for healthy gait because it does reproduce the smooth weight transfer from the back to the front limb that occurs during DC. However, an interpolation is less suitable for clinical gait (Table 2-2) where the transition is not always smooth and thus, no longer adjustable to a spline or other curve fitting mathematical model.

While applying the Davis and Cavanagh's methodology to our set of data, the need for improvements and clarifications arose. First, our equations are written with force parameters that are commonly accessible: CoP and total vertical force measured by the device. Second, the moments

are calculated about an axis that maximizes the lever arms and thus improves the force reconstruction quality and, most important, allows a force reconstruction in all cases. Actually, Davis and Cavanagh computed the moments about the fore-aft axis and this can lead to erroneous or even failure to reconstruct the individual forces. In addition, these authors tested their reconstruction method on only one subject and since then, to the best of our knowledge, nobody has reported validation of the individual force reconstruction using the same methodology.

Our results highlight a method of reconstruction more effective than those proposed in the literature; for instance, the reconstructed and true forces are highly correlated ($R^2 > 0.99$, Figure 2-3B), the relative error presents a positive skewed distribution and is below 3 % for three quarters of our data (Table 2-2). It is also important to stress out that the error is only due to the fact that CoP_{back} and CoP_{front} are estimated from pre- and post-DC CoP characteristics with constant values during the whole period of DC, which is not the case in reality. Indeed, the error is nulled when the method is used with the real CoP_{back} and CoP_{front} measured during DC instead of the fixed values. A CoP interpolation under each foot would decrease the error but may also not be applicable to clinical gait. If any, this interpolation should be implemented with caution.

In summary, this study presents an automatic and accurate method for the detection of FC and FO in order to reconstruct the vertical GRF acting upon each limb during DC. This algorithm has been validated on 811 steps, at different speeds ranging from 0.83 to 1.94 $m.s^{-1}$ and on healthy and clinical gaits. Further studies may use this decomposition algorithm with confidence when the evaluation of the force acting upon each lower limb is

required, for instance using a single force plate, an instrumented treadmill, or when the foot lands on more than one force plate.

Acknowledgements

The authors are grateful to Professor C. D. Detrembleur for providing the clinical data.

B) Validation sur tapis roulant instrumenté

Résultats présentés lors du 8th World Congress of Biomechanics à Dublin en juillet 2018
Meurisse GM, Bastien GJ. Individual vertical ground reaction forces determination on instrumented treadmill. 2018

Introduction

The instrumented force treadmills have become a standard assessment tool for the quantification of the ground reaction force in walking and running. It decreases the data collection time and space required, it allows the record of forces at constant speeds and the simultaneous acquisition of forces, kinematics and EMG (Dierick, Penta et al. 2004). The quantification of the vertical ground reaction force (vGRF) acting under each individual foot when walking on an instrumented treadmills is required for many aspects of gait analysis. One solution is to record separately the left and right vGRFs by means of a split-belt force treadmill but this complex design constrains the subject to walk with an unnaturally wider base of support (Dierick, Penta et al. 2004). Another solution is to use a simple force treadmill that measures only the sum of vGRFs and determine, during the double contact (DC), the individual vGRF profiles using a mathematical algorithm. The aim to this study is to validate, for "single force" treadmills, the mathematical method previously proposed by Meurisse, Dierick et al. (2016) and already validated for force plates.

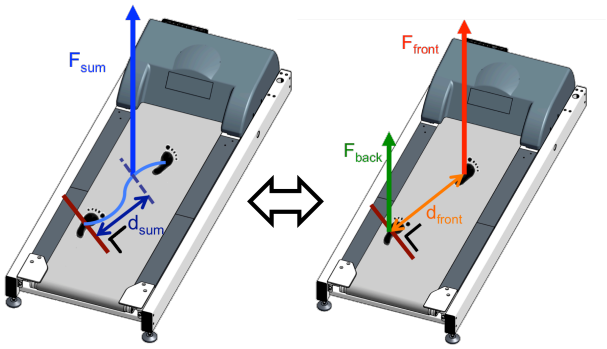
Methods

297 walking steps from 11 subjects were collected on a treadmill at 6 different speeds ranging from 0.56 to 1.94 ms^{-1}. The data were collected on an instrumented treadmill (Gaitway III, h/p/Cosmos) composed of two embedded force plates measuring only vGRF. In order to validate the method, the individual vGRFs measured from the individual embedded plates are compared to the determination of individual vGRFs using the determination method of Meurisse, Dierick et al. (2016).

First, the limits of DC are determined by the abrupt variations of the distance covered by the centre of pressure. Then the individual vGRF are computed during DC using the equations of equivalence of forces and moments acting on the horizontal plane. The unique approximation done in computation is the position of the back and the front foot during DC that we define as fixed positions.

$$F_{front} \times d_{front} = F_{sum} \times d_{sum}$$

$$F_{back} = F_{sum} - F_{front}$$



d_{sum} is the lever arm of F_{sum} relative to an axis perpendicular to the line joining the two feet.

d_{front} is the distance between F_{back} and F_{front} and it is set as a constant during the DC.

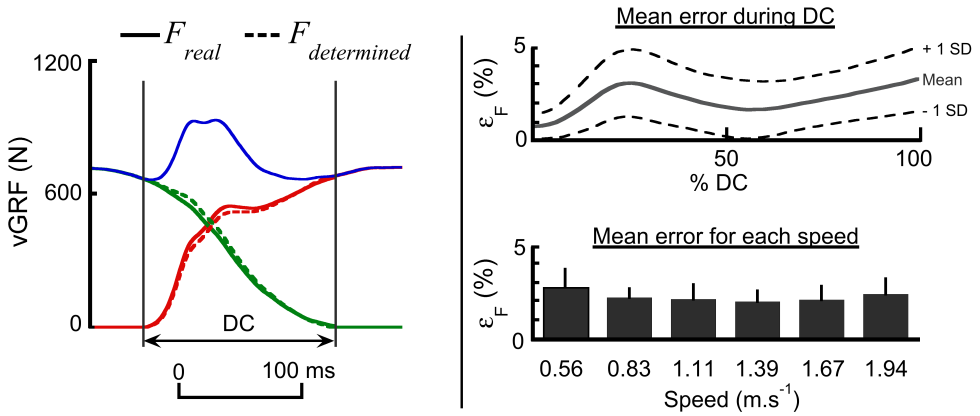
The vGRF recorded with a gaitway treadmill (F_{real}) under the front and the back foot were compared with the vGRF determined ($F_{determined}$) from the total vGRF.

Results and discussion

We observe a mean difference (ε_F) of 2.25% for our set of data (±0.74%, n=297) and, noteworthy, this error is independent of the walking speed.

$$\varepsilon_F(\%) = \frac{|F_{determined} - F_{real}|}{F_{max}}$$

F_{max} is the maximum of F_{back} during DC.



The motor vibration, the friction of the belt and the inherent compliant structure of the treadmill do not impair the determination method as compared to force plates. The results extend the validation of individual vGRF determination as proposed by Meurisse, Dierick et al. (2016) to instrumented treadmills measuring solely the resultant forces.

This method of individual foot vertical ground reaction forces determination avoids the complications related to a split-belt treadmill, allows subjects to walk naturally without constraint on the foot position on the belt and requires no mathematical interpolation nor estimation. It is useful, for example, to analyze gait asymmetry, body weight transfer from one leg to the other, to overlay the force vector on kinematic video while walking on a treadmill.

Acknowledgements

The authors are grateful to Arsalis SPRL, Belgium and h/p/cosmos sports & medical gmbh, Germany for providing the data.

Chapitre 2 : Effet de l'âge et de la vitesse sur la phase de transition d'un pied à l'autre durant la marche

Meurisse GM, Bastien GJ, Schepens B. Effect of age and speed on the step-to-step transition phase during walking. Journal of biomechanics. 2019;83:253-9.

Abstract

Gait is a powerful measurement tool to evaluate the functional decline throughout ageing. Falls in elderly adults happen mainly during the redirection of the center of mass of the body (CoM) in the transition between steps. In young adults, this step-to-step transition begins before the double contact phase (DC) with a simultaneous forward and upward acceleration of the CoM. We hypothesize that, compared to young adults, elderly adults would exhibit unbalanced contribution of the back leg and the front leg during the transition. We calculated the mean vertical push-off done by the back leg (F_{BACK}) and the mean impact force on the front leg (F_{FRONT}) during the transition. Eight young (mean ± SD; age: 24 ± 2 y) and 19 elderly (age: 74 ± 6 y) healthy adults walked on a force-measuring treadmill at five selected speeds ranging from 0.56 to 1.67 $m.s^{-1}$. Results show that, at mid and high speeds, elderly adults exhibit a smaller F_{BACK} compared to young adults, possibly linked to the decreased plantar flexion of the back foot. As a consequence, F_{FRONT} is significantly increased and the transition begins lately in the step, at the beginning of DC. Also, elderly adults show an inability to accelerate the CoM upward and forward simultaneously. Our findings show a different adaptation of the step-to-step transition with speed in elderly adults and identify two potential indicators

of gait impairment with age: the F_{FRONT}/F_{BACK} contribution and the synchronization between the upward and forward acceleration of the CoM during the transition.

Introduction

Gait is a powerful measurement tool to evaluate the rate of functional decline throughout old age and falling is the most frequent reason of unintentional injuries in elderly adults. More than 25% of elderly adults fall each year (Tromp, Pluijm et al. 2001) and these falls are often associated with serious injuries and hospitalizations (Sterling, O'Connor et al. 2001). Knowing that the percentage of worldwide population over 60 year-old will continue to rise, the prevention of falls is a major issue for our society.

It is well known that the spontaneous speed decreases with age (Bohannon 1997, Alcock, Vanicek et al. 2013), but it is still unclear if the modifications of the walking pattern that has be observed in elderly adults (Boyer, Johnson et al. 2017) come from the reduction of the spontaneous speed or is a direct effect of age or a combination of both. For instance, the reduced speed could be the consequence of other differences in mechanics such as limitations in joints' mobility, e.g. a decrease of the plantar flexion as mentioned by Boyer, Johnson et al. (2017). The need to understand how differences in age and walking speed affect the dynamic stability is obvious (Kang and Dingwell 2008, Monaco, Rinaldi et al. 2009). Most of the falls occur during the body weight transfer from one leg to the other when elderly adults are simply walking forward (Blake, Morgan et al. 1988, Robinovitch, Feldman et al. 2013). During that phase, the downward

trajectory of the centre of mass of the body (CoM) has to be redirected to an upward trajectory (Bastien, Heglund et al. 2003); this part of the stride is often referred as the step-to-step transition (Kuo, Donelan et al. 2005). The influence of the walking speed on this transition has already been studied in young subjects (Adamczyk and Kuo 2009) and in elderly adults at various but uncontrolled speeds, i.e speeds relative to individual preferred speed (Hernandez, Silder et al. 2009). Interestingly, the latter authors observed a greater use of the front leg compensating a reduced vertical support of the back leg at spontaneous and fast speeds in elderly adults. In addition, the transition seems to be initiated later in the gait cycle with age at least at a medium speed (Fig 4 in Franz and Kram (2013)). In order to isolate the effect of age on the step-to-step transition, a comparison of both populations walking at matched speeds, and on a wide range of speeds, is required.

The aim of this study is to investigate the step-to-step transition during gait in young and aged populations. Data are collected with an instrumented treadmill allowing measurement at same constant walking speeds for both populations. The forces exerted by each leg, the CoM trajectory and the kinematics of the lower limb are measured and especially analysed during the step-to-step transition.

We hypothesize that, compared to young adults, elderly adults would exert less vertical force on the back leg and more on the front leg during the transition. At a given speed we also anticipate a delayed step-to-step transition within the gait cycle and a decreased range of motion of the ankle with age. Finally, we expect that these modifications will offer insight into the mechanisms by which gait becomes hazardous for elderly people and provide clues to explain and prevent falls.

Materials and Methods

Subjects and experimental procedures

Eight young (age: 21 to 28 yo, weight: 71.9±16.7 kg; height: 1.76±0.08 m, BMI: 23.0±3.8 $kg.m^{-2}$) and nineteen elderly (age: 67 to 86 yo, weight: 65.9±14.5 kg; height: 1.68±0.09 m, BMI: 23.0±3.6 $kg.m^{-2}$) healthy adults were enrolled in the study. There was no significant difference between the two groups in terms of body mass, height and BMI. The inclusion criteria were no history of falling, ability to walk a kilometre, no current locomotor system injury complaints, no history of neurological disorder and a body mass index between 15 and 35 kg/m^2. The additional specific criteria for elderly adults were to be over 65 years and present no risk of falling according to the Tinetti Gait Balance Examination (score > 25/28). Before the experiments, the purpose and the nature of the study were explained to the subjects. The experiments were performed according to the Declaration of Helsinki and were approved by the local ethics committee ("Commission d'éthique Biomédicale Hospitalo-Facultaire de l'Université catholique de Louvain", 2015/18MAI/245, Belgian Registration Number: B403201524765). All subjects gave their written informed consent to participate to the study.

The subjects were asked to walk on an instrumented treadmill at five different selected speeds of 0.56; 0.83; 1.11; 1.39 and 1.67 $m.s^{-1}$. The order of speeds was randomized and the speed could not exceed 150% of the spontaneous speed of the subject, previously measured in a corridor. The mean spontaneous speeds were equal to 1.32±0.10 and 1.20±0.15 $m.s^{-1}$ for young and elderly adults, respectively. There was no significant difference of spontaneous speed between the two groups. Elderly subjects were

equipped with a harness during tests and all subjects performed a warm up trial on the treadmill before data acquisitions. For each speed, data were recorded for 15 s after 3 to 5 minutes of walking at constant speed.

Experimental set-up and signals processing

The ground reaction forces. The ground reaction forces (GRF) were measured by means of four force transducers (Arsalis, Belgium) located under each corner of a modified commercial treadmill (h/p/Cosmos-Stellar, Germany, belt surface: 1.60x0.65 m). The forces were filtered with an 8th order Bessel dual low pass filter with a cut-off frequency of 20 Hz. The non-linearity was <1 % of full scale, and the crosstalk between vertical and horizontal GRF <1 %.

The GRF signal was digitized with a 16-bit A/D convertor at a sampling rate of 500 Hz. The amplified GRF signals were processed by means of a computer with dedicated software (LABVIEW 2010, National Instruments, Austin, TX, USA). A decomposition algorithm proposed by Meurisse, Dierick et al. (2016) was used to determine the beginning and the end of the double contact phase, the front foot contact time and the back toe-off time, and the vertical component of the GRF, expressed in body weight, acting upon each limb during the double contact phase.

The GRFs were used to compute the velocity and the displacement of the CoM (Cavagna 1975). Data were normalised relative to the stride duration, 0 % corresponding to the initial contact of the right foot and 100 % corresponding to the next contact of the same foot (Figure 3-1).

The kinematics of the lower segments. The angular displacements in the sagittal plane were measured by means of a high-speed video camera placed on the right side of the subject (BASLER piA640-210gc, resolution of

2.4 pixels/cm). The camera was fixed 3 m to the side of the treadmill. Images were sampled at a rate of 200 fps and synchronized with the GRF signals by means of a digital trigger signal. Five reflective markers were taped on the skin of the subject, at the chin-neck intercept, the greater trochanter, the external femoral condyle, the lateral malleolus and the fifth metatarsal phalangeal joint.

Coordinates of the reflectors were measured using a dedicated tracking software (LABVIEW 2010, National Instruments, Austin, TX, USA) that allowed measuring the position of the different joints. From the coordinates of the reflectors, the joint angle of the hip, the knee, the ankle and the trunk forward inclination angle were calculated at each frame (maximal error: 1.75°). Angular signals were interpolated with a cubic spline function to obtain a 500 Hz signal. The data were filtered with a 2nd order Bessel dual low pass filter with a cut-off frequency of 20 Hz. Positive values correspond to flexion/dorsiflexion and negative values correspond to extension/plantar flexion.

Temporal, kinetic and kinematic parameters

Temporal parameters. The stride duration was calculated as the duration between two successive right heel strikes and the stride frequency was obtained by taking the inverse of the stride duration. The double contact (DC) duration was calculated as the duration between the front foot contact and the back foot toe-off. The step-to-step transition phase was calculated as the duration between the time where the CoM has reached its minimal vertical velocity before the front foot contact and its maximal vertical velocity after the back foot toe-off (Figure 3-1) as defined by Franz and

Kram (2013). The beginning of DC was reported relative to the duration of the step-to-step transition (DC timing, in %, Figure 3-2).

Kinetic parameters. The mean values of the vertical push off done by the back leg (F_{BACK}) and of the impact force on the front leg (F_{FRONT}) were calculated during the step-to-step transition. The force ratio between F_{FRONT}/F_{BACK} was calculated to illustrate the asymmetry in the force generation between the two legs. The mean values were preferred over the peak values as they are more representative of the contribution of each leg during the step-to-step transition.

CoM hodograph. The vertical and horizontal components of the CoM velocity are plotted against each other over the course of the step to form a CoM hodograph (Figure 3-3) as described by Adamczyk and Kuo (2009).

Kinematic parameters. The range of motion of the plantar flexion, the peak extension of the hip of the back leg and the trunk inclination were calculated during the step-to-step transition (Figure 3-4).

Statistics

For each subject, the variables were measured and averaged during 5 to 16 walking strides depending on the speed before computing the mean values for the two groups of subjects (as presented in the result section and figures).

A linear mixed model for repeated measures (PASW Statistics 19, SPSS, IBM, Armonk, NY, USA) was used to analyse the variables for a fixed effect of the age group, speed class and their interaction. The normality of the residuals was checked with a Kolmogorov-Smirnov test.

Results

Kinetics

The Figure 3-1 presents the mean traces of the vertical ground reaction force (GRF) acting upon each leg separately, the vertical component of the velocity (Vv) and the vertical displacement (Sv) of the CoM during a stride for young and elderly adults walking at slow and fast speeds. The grey areas delimit the step-to-step transition and the dotted lines delimit the double contact phase (DC).

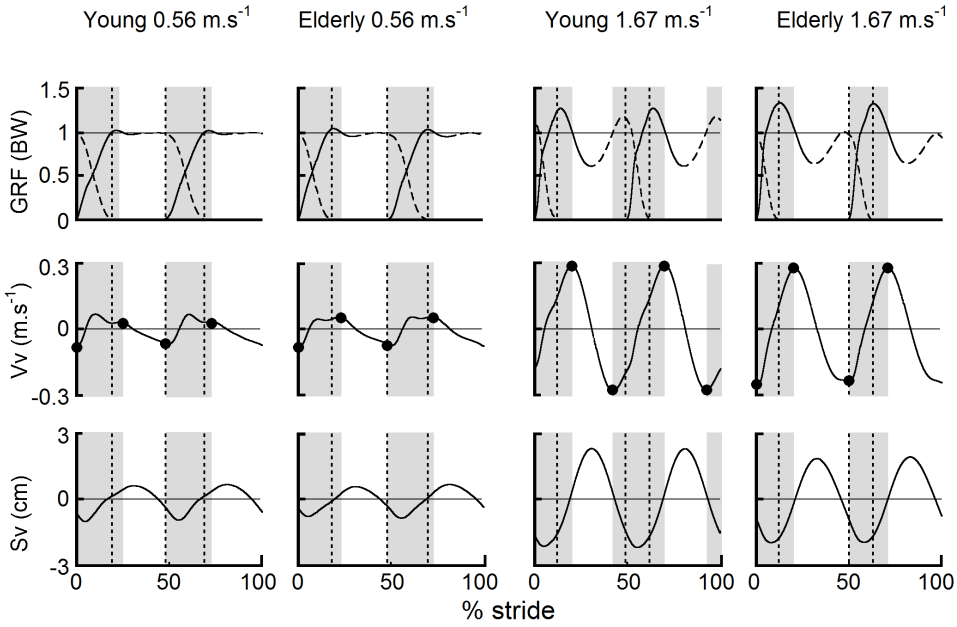


Figure 3-1: Kinetic traces for young and elderly adults at slow and fast speeds. *Mean traces of the vertical component of the ground reaction force (GRF, expressed in body weight) acting upon each leg separately (continuous line: front leg; dotted line: back leg), of the vertical component of the velocity of the CoM (Vv, expressed in m.s^{-1}) and its displacement (Sv, expressed in cm) during a stride for both groups walking at slow (0.56 m.s^{-1}, left) and fast speeds (1.67 m.s^{-1}, right). The vertical dotted lines indicate the double contact phase (DC); the grey areas represent the step-to-step transition phase between the minimum of Vv before DC and the maximum of Vv after DC.*

At slow speeds, GRF, Vv and Sv amplitudes are very similar between both groups. For elderly as for young adults, the step-to-step transition is initiated by the DC and is mainly done during DC; DC represents more than 3/4th of the transition phase. At faster speeds, the GRF, Vv and Sv amplitudes increase largely and the step-to-step transition is now much larger that DC; the DC period now represents less than half of the transition phase. Differences between groups become evident: (a) the GRF pattern of the front vs back foot is clearly asymmetric for elderly compared to young adults and (b) the step-to-step transition is still initiated by DC for elderly adults while the transition begins well before DC for young adults.

The Figure 3-2 illustrates the differences between both groups. At all speeds, elderly adults have a significant smaller F_{BACK} and a significant greater F_{FRONT} than young adults. Moreover for elderly adults, F_{FRONT} is always greater than F_{BACK} and increases with speed so that the force ratio F_{FRONT}/F_{BACK} is greater than 1. In addition F_{FRONT} increases to reach a value three times greater than F_{BACK} at the fastest speed (Figure 3-2, speed effect $p<0.05$; age effect $p<0.001$; interaction $p<0.001$). In comparison for young adults, the force ratio F_{FRONT}/F_{BACK} remains close to 1 whatever the walking speed.

For the temporal parameters, it can be observed that, as speed increases, the DC represents a smaller fraction of the step-to-step transition; the DC duration decreases relative to the transition duration (Figure 3-2). Noteworthy at all speeds, elderly adults have significant shorter transition duration compared to young adults (Figure 3-2, age effect $p<0.001$). Another difference is the relation between the DC phase and the transition phase: as speed increases, the DC occurs later in the transition for young

adults, while DC remains in the first 15% of the transition for elderly adults (Figure 3-2, speed effect $p<0.001$; age effect $p<0.001$; interaction $p<0.01$).

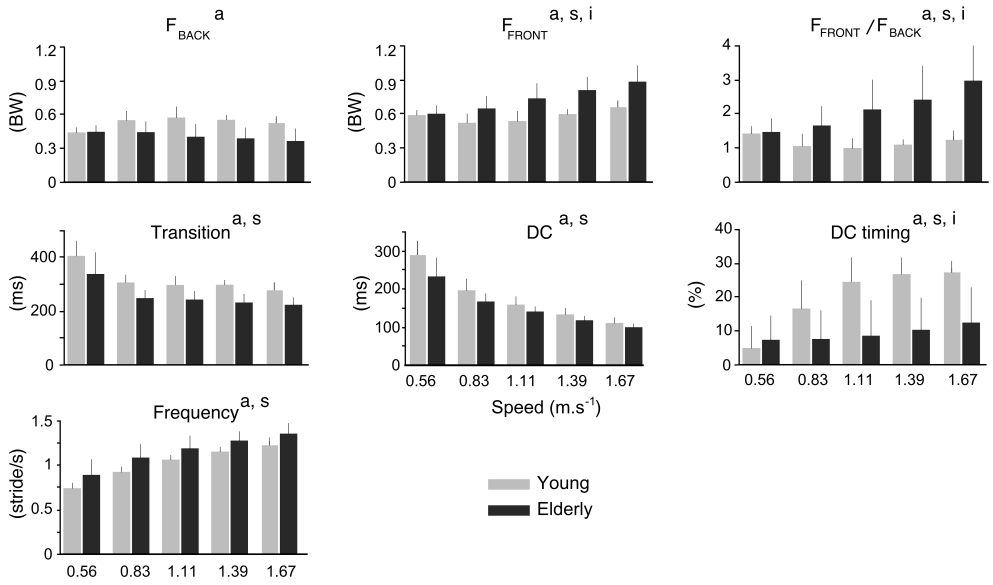


Figure 3-2: Temporal and kinetic results *Mean value (bar) +1 SD (tick) of F_{BACK} (BW), F_{FRONT} (BW), ratio F_{FRONT}/F_{BACK}, DC duration (ms), step-to-step transition duration (ms), DC timing (% of the step-to-step transition) and the stride frequency (stride/s) for each walking speed. Age groups are differentiated by the colours (grey: young subjects; black: elderly subjects). a: significant age effect; s: significant speed effect; i: significant interaction of age and speed effects. N= 228 strides (young: 58 and elderly: 170) at 0.56 $m.s^{-1}$, 282 strides (Y: 78 and E: 204) at 0.83 $m.s^{-1}$, 311 strides (Y: 88 and E: 223) at 1.11 $m.s^{-1}$, 327 strides (Y: 98 and E: 229) at 1.39 $m.s^{-1}$ and 314 strides (Y: 108 and E: 206) at 1.67 $m.s^{-1}$.*

The stride frequency increases with speed for both groups. However at all speeds, elderly adults have significant greater stride frequency compared to young adults (Figure 3-2, age and speed effects $p<0.001$). The difference between groups is such that the stride frequency of elderly adults at one speed is comparable to the stride frequency of young adults but at one speed slower.

CoM hodograph

The Figure 3-3 presents the mean plot of the vertical (Vv) and forward components (Vf) of the CoM velocity during a step at each walking speed, from slow to fast speeds. The continuous lines graphically illustrate the step-to-step transition during which the CoM is redirected upward. At slow speeds, the restoration of the upward and forward velocity is similar for both groups characterised by a successive increase of the forward and vertical speeds: first Vf increases before the transition and then Vv increases during the transition. At speeds at and above 1.11 $m.s^{-1}$, a different strategy is used in young adults to restore the speed of the CoM: the transition starts before DC and there is a simultaneous increase of Vf and Vv. In elderly adults the strategy does not change: the dichotomic pattern is used at all speeds; Vf increases before the transition and Vv increases during the transition.

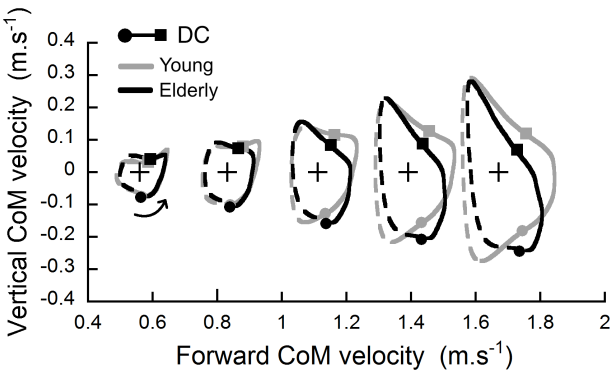


Figure 3-3: Hodograph *Mean plot of the vertical (Vv) and forward (Vf) components of the CoM velocity during a step at each walking speed, from 0.56 to 1.67 $m.s^{-1}$ (grey: young subjects; black: elderly subjects). Mean speeds are represented by a +. The step-to-step transition phase is illustrated by the continuous line. The DC phase is delimited by the circle (front foot contact) and the square (back foot toe-off).*

Kinematic

The Figure 3-4 presents the mean traces of the hip, knee, ankle angles and trunk inclination during a stride for both groups at slow and fast speeds. The range of motion of the ankle is smaller for elderly compared to young adults at the slow speeds, and the difference increases with speed. Another difference between both groups is the more bent forward inclination of the trunk as well as a hip more flexed for elderly adults. These differences are significant during the step-to-step transition: for elderly adults, the trunk is more inclined forward and this inclination increases with speed (Figure 3-5, age effect $p<0.001$; speed effect $p<0.01$).

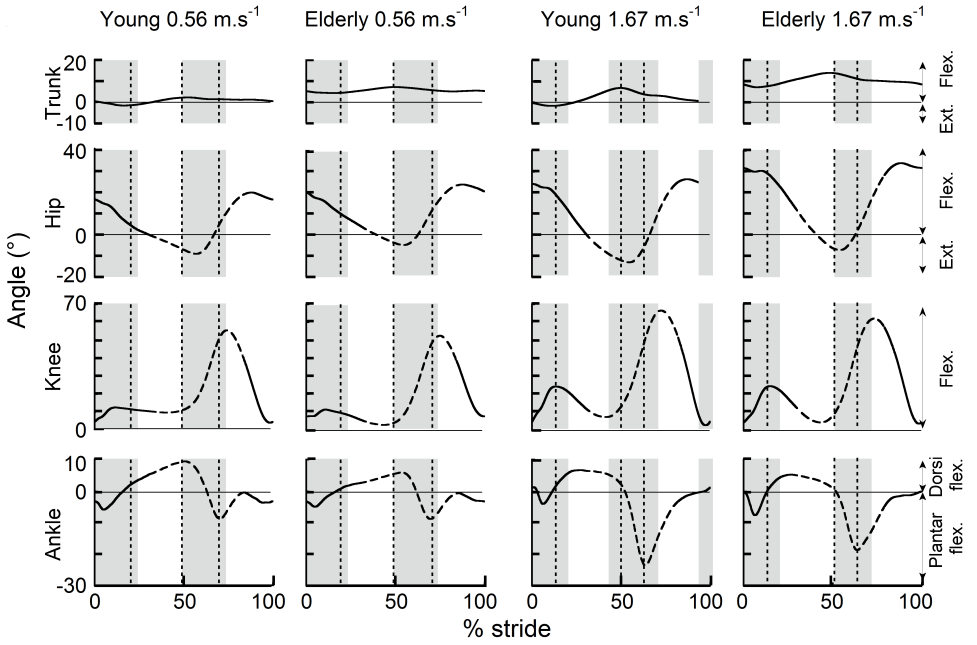


Figure 3-4: Kinematic traces for young and elderly adults at slow and fast speeds. *Mean traces of the kinematics taken from the right side of the subjects during a stride for both groups walking at slow (0.56 m.s^{-1}, left) and fast speeds*

(1.67 m.s^{-1}, right). Continuous line: front leg; dotted line back leg. From top to bottom: the trunk inclination, angles of the hip, knee and ankle joints. Positive values correspond to flexion/dorsiflexion and negative values correspond to extension/plantar flexion. Other indications as in Figure 3-1.

For elderly adults also, the peak of the hip extension is reduced independently of speed (Figure 3-5, age effect p=0.002). Finally, the plantar flexion of the back foot during the step-to-step transition increases with speed but is systematically lower for elderly adults compared to young adults (Figure 3-5, age effect p<0.001; speed effect p<0.001).

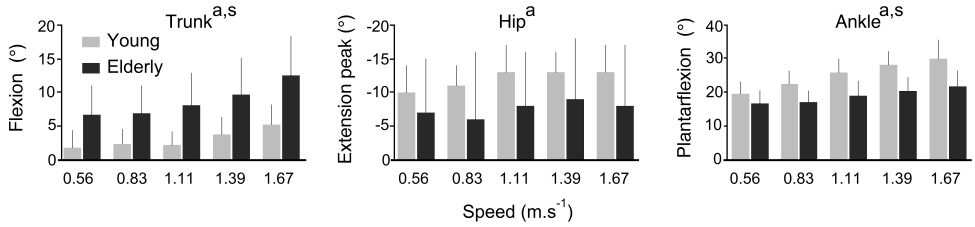


Figure 3-5: Kinematic results *The mean values of the trunk inclination, the peak of the hip extension and of the plantar flexion of the back leg during the step-to-step transition are presented for each walking speed. Other indications as in Figure 3-2.*

Discussion

The aim of this study is to determine the step-to-step transition differences between young and aged populations as a function of speed. Our results show that there is an effect of age on the kinetic, the temporal and the kinematic parameters. Indeed the forces exerted by the back or the front leg, the duration of the transition, the stride frequency but also the inclination of the trunk, the angles of the hip and ankle show an age-dependent significant effect. However, the step-to-step transition of young and elderly adults diverges clearly only at speeds equal to or greater than 1.11 m.s^{-1}, corresponding to the speed at which young adults change the

strategy to redirect the trajectory of the CoM. The discussion will focus on these speeds, equivalent to spontaneous walking speed and above. Even though walking at high speed on a treadmill is not representative of the everyday life of elderly adults, our results highlight that this stress testing allows detecting degradations of the walking pattern.

During normal walking, adult subjects initiate the step-to-step transition during the single support phase with a back leg's push-off produced by the hip extension and the ankle plantar flexion. Indeed, Schloemer, Thompson et al. (2017) identified the plantar flexor muscles as the principal muscular component contributing to the push-off. And Giest and Chang (2016) showed with increasing speed that unilateral transtibial amputees increase F_{BACK} on the intact leg, but not on the impaired leg, obviously with no active plantar flexion.

In young adults, the step-to-step transition seems to be smooth, anticipated and balanced. Indeed, the CoM is accelerated and redirected upwards thanks to push-off and almost a quarter of the transition phase happens before the other foot contacts the ground (Figure 3-1, Figure 3-2). During this first part of the transition, the vertical and the forward velocity of the CoM both increase simultaneously (Figure 3-3). And then the transition effort moves on progressively from the back to the front leg until the latter supports alone the last part of the transition. In this way, the front and the back legs contribute equally to the transition as is illustrated by the F_{FRONT}/F_{BACK} force ratio (Figure 3-2).

The equal contribution of the front and the back legs is no longer present for elderly adults as shown by the F_{FRONT}/F_{BACK} force ratio (Figure 3-2). Indeed, the vertical push-off produced by the hip extension and the ankle plantar flexion is reduced with age at all speeds (Figure 3-1, Figure

3-2). Franz and Kram (2013) measured older adults while walking uphill on a treadmill at 1.25 $m.s^{-1}$ and showed a decrease of this push-off at the different slopes. The same authors, in 2014, also observed a decrease of the ankle plantar flexion and of the hip extension for elderly adults walking with a slope. In general, the reduction of the plantar flexion with ageing is commonly observed in the literature (Boyer, Johnson et al. 2017). From those different sources, we can reasonably hypothesize that the increased hip extension and the reduced planter flexion, described in the literature (Judge, Davis et al. 1996, DeVita and Hortobagyi 2000, Monaco, Rinaldi et al. 2009, Franz and Kram 2014), and that we also observed (Figure 3-5) are linked to the decrease of the push-off of the back leg. The reduction of the plantar flexion in elderly adults can be set in relation to a reduced capacity of the plantar flexors to generate force or to a reduced force generated for a same speed as young subjects. Indeed, Judge, Davis et al. (1996) and Monaco, Rinaldi et al. (2009) have described a reduction of the force produced by the plantar flexors with age during walking. This reduced plantar flexors activity has been described as a limiting factor of the walking speed for elderly adults as they were forced to modify their walking pattern to reach the fastest speeds of young adults (Kerrigan, Todd et al. 1998, Anderson and Madigan 2014). Stenroth, Sipila et al. (2017) have suggested a less effective use of tendinous tissue elasticity of the ankle plantar flexors. However, Franz (2016) noticed that elderly adults underutilize their available muscular capacity of the ankle flexors and were, in fact, able to increase their generated propulsive power during the uphill walk for example. According to this author, the reduced plantar flexors activity may reflect a trade-off between propulsive force generation and walking balance control.

The weak force production of the plantar flexors could be compensated by a more flexed hip position as illustrated in the Figure 3-4 and Figure 3-5. Indeed as mentioned by others, this position allows increasing the force generation by the hip extensors in order to counteract the decrease of force produced by the ankle (Judge, Davis et al. 1996, DeVita and Hortobagyi 2000, Monaco, Rinaldi et al. 2009, Franz and Kram 2014). In addition in elderly adults, the increased flexion of the hip can be linked to the more forward inclination of the trunk in elderly adults (Figure 3-5). This compensation allows elderly adults to sustain and increase the walking speed but nevertheless, the force distribution between the front and back leg for the step-to-step transition remains impaired. A relationship between the decreased plantar flexion of the ankle, the more flexed position of the hip and the "unbalanced" F_{FRONT}/F_{BACK} force ratio has emerged, but it's difficult to untangle the direction of the causation.

The step-to-step transition temporal differences between groups are also possible causes of the decrease of the vertical push-off in elderly adults. Indeed, elderly adults have higher stride frequency and shorter step-to-step transition at any given speed compared to young adults (Figure 3-2). In our view, elderly adults combine two disadvantages; they have less time to perform the push-off as well as weak or underused ankle plantar flexors.

In elderly adults the reduced vertical push-off performed by the back leg affects the transition: the DC initiates the transition (Figure 3-2). Chong et al. (2009) described this initiation of the transition by DC at high speed as the inability of elderly adults to accelerate upward the CoM before DC. Consequently, the CoM accelerates forward, only, before the transition and then upward when the transition begins, thanks to the force exerted by the front foot. The incapacity to increase simultaneously the vertical and

forward components of the CoM velocity could be an early sign of the deterioration of the walking pattern with age. This observation leads us to consider the CoM hodograph as a helpful tool for examining abnormal or impaired gaits, as proposed by Adamczyk and Kuo (2009), particularly in elderly walking.

Another consequence of the weak push-off of the back leg is the necessary compensation to be done by the front leg in order to redirect and accelerate upward the CoM. Indeed in elderly adults the force developed by the front leg is significantly greater during the transition, for example, at mid speed the solicitation of the front leg reaches two times the one on the back leg (Figure 3-2). This overuse of the front leg and the underlying higher muscular control may be challenging and could increase the risk of fall in a weakened subject, particularly at the end of the transition when the leg supports all the bodyweight.

We acknowledge that the present study focuses on the modification of the vertical ground reaction force with speed in elderly adults, while the anterior-posterior force could also be relevant. Indeed, the decrease of the vertical push-off has been shown to be associated with a decrease of the anterior-posterior force in elderly adults (Boyer, Andriacchi et al. 2012, Franz and Kram 2013). Also, according to Browne and Franz (2017), a reduced anterior-posterior push-off affects the dynamic stability. In line, the reduced width of the hodograph loops that we observe for our elderly adults reflects less variation of the CoM forward velocity and therefore a diminished anterior-posterior push-off. Further investigations are necessary to investigate the age and speed effect on the anterior-posterior and mediolateral ground reaction force.

In conclusion, our observations on non-falling elderly adults show that they have, at medium and high speeds, a lower vertical back leg's push-off, probably due to a reduced force generated during the plantar flexion movement of the ankle. This reduction could come from either a decreased time to perform the push-off and/or weak/underused ankle plantar flexor muscles. The incomplete push-off affects the step-to-step transition: the transition phase begins at the front foot contact, the force generated by the front leg is increased and the velocity of the CoM increases only upward during this phase. These modifications could influence their equilibrium during walking.

The F_{FRONT}/F_{BACK} force ratio and the CoM hodograph seem rich indicators of the modification of the walking patterns and are helpful to detect gait impairment with age. Moreover, as proposed by Franz (2016), rehabilitative approaches to preserve mobility in aging population should target walking exercise with online biofeedback. In our view, at least the force ratio can be used for this purpose.

Future studies should focus on elderly adults with risk or history of falling and confirm that these parameters could provide clues to avoid falls.

Chapitre 3 : Effet de la vitesse sur la covariation cinématique segmentaire chez la personne âgée

Dewolf AH, Meurisse GM, Schepens B and. Willems PA. Effect of walking speed on the intersegmental coordination of lower-limb segments in elderly adults. Gait and Posture 2019; 70: 156-161.

Préface

Dans le chapitre précédent, nous avons montré des différences de cinématique au niveau de la flexion plantaire, de l'inclinaison du tronc et de l'extension de hanche au cours de la phase de transition entre des sujets jeunes et des personnes âgées. A partir des mêmes données cinématiques, une étude a été menée en parallèle avec le Docteur Dewolf AH et le Professeur Willems PA de l'Université catholique de Louvain. Je les remercie de cette collaboration et de leur autorisation pour la publication des résultats de cette recherche au sein de la thèse. Cette seconde analyse examine la marche en déterminant comment les différents segments du membre inférieur sont coordonnés. En effet, l'évolution des angles d'élévation des trois segments du membre inférieur au cours d'un pas affichés sur un graphe 3D dessine une boucle située dans un plan, illustrant leurs interrelations. La description de ce plan à partir de la covariation cinématique segmentaire permet de comparer la coordination segmentaire entre différentes situations ou populations.

L'objectif de ce chapitre est de mettre en évidence les principales différences de coordination segmentaire entre des sujets jeunes et des personnes âgées lorsque la vitesse est contrôlée. Les résultats montrent que

la coordination segmentaire est modifiée avec l'âge pour toutes les vitesses et qu'elle varie peu avec la vitesse chez les personnes âgées en comparaison aux jeunes adultes. Nous verrons également que les différences observées concernent principalement la coordination jambe/pied.

La méthodologie utilisée dans ce chapitre sera exploitée dans la discussion générale de notre thèse, où nous établirons un lien entre la coordination segmentaire et la phase de transition en nous basant spécifiquement sur u_{3t}, un des paramètres présentés dans ce chapitre.

Abstract

Background Ageing brings profound changes in walking gait. For example, older adults reduce the modification of pelvic and trunk kinematics with walking speeds. However, the modification of the coordination between lower-limb segments with age has never been investigated across various controlled speeds.

Research question Is the effect of speed on the intersegmental coordination similar between elderly and young adults?

Methods Nineteen senior and eight young adults walked on a treadmill at speeds ranging from 0.56 to 1.94 m s^{-1}. The motion of the lower-limb segments in the sagittal plane was recorded by cinematography. The intersegmental coordination was evaluated by performing a principal component analysis between the thigh, shank and foot elevation angles. The effect of speed and age on the covariance matrix of the segment elevation angles and on the phase shift between adjacent segments was examined using a two-level linear mixed model ANOVA.

Results In both age groups and at all speeds, the planar covariation is

maintained. The orientation of the plane changes with speed, due to a more in phase shank and foot motion. However, the effect of speed on the covariance matrix of the segment elevation angles is lessened with age.
Significance Our results demonstrate that there is an age-related specific adjustment of the intersegmental coordination to speed. In particular, older adults restrict the manifold of angular segment motion. These differences in coordination are mainly related to different foot-shank coordination.

Introduction

It is well documented that ageing brings profound changes in gait and the locomotion function decreases with age (Bohannon 1997). The age-related differences in gait mechanics differences between young and older adults occur in parallel with differences in, among others, a decrease of muscular force (Franz and Kram 2012), the emergence of proprioceptive deficits (Goble, Coxon et al. 2009) or a change in the muscular activity during walking (Chung and Wang 2010). However, the natural process by which these systemic neurophysiological changes affect the resultant kinematic pattern of walking are not clear. Understand the difference in coordination between lower-limb segments could reveal how the neuromuscular system is organized to coordinate movement during walking (Barela, Whitall et al. 2000). Thus, determining modification of coordination with age may shed light on the process behind age-related changes in walking mechanics.

The coordination pattern of lower-limb segments during walking can be described by global variables having fewer degrees of freedom than the actual ones. For example, the thigh, shank and foot elevation angles (i.e. the

angle between the segment and the vertical in the sagittal plane) do not evolve independently. When plotted one versus the other in a 3-D space, the trajectory of the elevation angle co-vary along a 'tear drop' shaped loop, which lies close to a plane (Borghese, Bianchi et al. 1996). This so-called planar covariation of intersegmental coordination provides a good prediction of the task being achieved (Ivanenko, Cappellini et al. 2007). Indeed, the characteristics of a coordinated movement can be quantified by spatial features of the plane: the modifications in the shape of the loop and the orientation of the plane provide insight into the essential timing and amplitude relationship between elevation angles of lower limb segments (Ivanenko, Cappellini et al. 2007). For example, changes in intersegmental coordination occur when speed increases (Dewolf, Ivanenko et al. 2018), mainly because of a smaller phase shift between the motion of the shank and the foot (Bianchi, Angelini et al. 1998).

Despite the neuromuscular modifications with age, planar co-variation is maintained with age (Bleyenheuft and Detrembleur 2012, Aprigliano, Martelli et al. 2017), even during uphill walking (Noble and Prentice 2008). But, the modification of spatial characteristics of the covariation plane with age has never been investigated across various controlled speeds. Although coordination between trunk and pelvis has been shown to be dependent of both age and walking speed (Gimmon, Riemer et al. 2015), it is not clear how lower-limb segments are coordinated in elderly adults. Providing more quantitative details on intersegmental coordination at various controlled speeds can better pinpoint underlying mechanisms of age-related locomotion impairments. Therefore, the purpose of this study was to investigate the effects of age on the inter-segmental coordination in healthy young and elderly adults walking at matched speeds. Since older

adults present a reduced ability to modify kinematics pattern between different walking speeds (Gimmon, Riemer et al. 2015), we hypothesized that the effect of speed on the spatial characteristics of the covariation plane would be smaller in elderly than in young adults.

Methods

Subject and experimental procedure

Eight young (age: 24.5± 2.4 y, mass: 71.9± 16.7 kg, height: 1.76± 0.08 m, means± SD) and 18 elderly adults (age: 75.6± 6.7 y, mass: 65.9± 14.5 kg, height: 1.68± 0.09 m, mean± SD) participated to the study. No subject had a history of falling; they were able to walk at least one kilometre and didn't complain about musculoskeletal or neurological disorder. All subjects gave their informed consent. Experiments were performed according to the Declaration of Helsinki and were approved by the local ethics committee (Belgian Registration Number: B403201524765).

Subjects were asked to walk on an instrumented treadmill. The instrumented treadmill consisted of a modified commercial treadmill (h/p/Comos-Stellar, Germany, belt surface: 1.6×0.65 m, mass: ~240 kg) combined with four force transducers (Arsalis, Belgium), measuring the three components of the ground reaction forces (GRF) exerted by the tread-belt on the feet (Dewolf, Ivanenko et al. 2017). Subjects walked at six different selected speeds (0.56, 0.83, 1.11, 1.39, 1.67 and 1.94 m s^{-1}), presented in a randomized order. Trials were not recorded if the imposed speed exceeded 150% of the spontaneous speed: no elderly adults walked at 1.94 m s^{-1}. The number of subjects recorded in each condition is presented in Table 4-1. For each trial, data were recorded for 15 s after 3-5 minutes of

waking and an average of 13.5 ±2.6 strides (mean ±SD) were recorded in each trial.

Reflective markers were glued on the subject's skin at chin-neck intersect, greater trochanter, lateral femoral condyle, lateral malleolus and fifth metatarsophalangeal joint. The position of the markers in the sagittal plane was recorded every 5 ms by means of high-speed video camera (BASLER piA 640-210), fixed on the ground, 3 m to the right side of the treadmill, perpendicular to its long axis. Horizontal and vertical coordinates of the reflectors in the sagittal plane were measured in each frame using a dedicated tracking software (LABVIEW 2010, National Instruments, Austin, TX, USA). The joint angles (hip, knee, and ankle) were computed from the elevation angle of adjacent segments.

Data analysis

The stride was defined as the period between two contacts of the right foot. The lateral (d_y) and fore-aft (d_x) position of the center of pressure was computed by:

$$d_x = \frac{-M_y - h F_x}{F_z} \quad (1)$$

$$d_y = \frac{-M_x - h F_y}{F_z} \quad (2)$$

where F_x, F_y and F_z are the lateral, fore-aft and vertical ground reaction forces; M_x and M_y are the moment components in the force transducer coordinate system; and h is the vertical distance between the force transducers and the tread-surface. Foot-contact (FC) and toe-off (TO) were then estimated from the displacement of the centre of pressure (Meurisse,

Dierick et al. 2016).

From the markers location, the orientation of the thigh, shank, foot and trunk relative to the vertical axis (elevation angle) were computed as described in Borghese et al. (1996). The joint angles (hip, knee and ankle) were then computed from the elevation angle of adjacent segments. For each subject, the different strides of each trial were time-interpolated to fit a normalized 400-points time base (i.e. every 0.25% of the stride period) and then averaged.

To analyse the time-course of the elevation angle during the stride, a Fourier series component was performed (Bianchi, Angelini et al. 1998). The phase shift (P) and percentage of variance accounted for by the first harmonic were computed. The phase shift (P_{ij}) between two adjacent limb-segments i and j was computed as $P_{ij} = P_j - P_i$.

A principal component analysis was applied to determine the covariance matrix of the segment elevation angles. Eigenvalues and eigenvectors u_i were computed by factoring the covariance matrix from the set of original signals by using a singular value decomposition algorithm. The first two eigenvectors (u_1 and u_2) lied on the best-fitting plane of angular covariation and the data projected onto these axes corresponded to the first (PC_1) and second (PC_2) principal components. The planarity was evaluated for each condition by calculating the percentage of variance that was explained by u_1 (PV_1) and u_2 (PV2). If the data were lying perfectly on a plane, $PV_1 + PV_2$ would be 100%. By definition, the third eigenvector u_3 is orthogonal to the plane. The parameters u_{3t}, u_{3s}, and u_{3f} corresponded to the direction cosines with the positive semi-axis of the thigh, shank, and foot angular coordinates, respectively. The effect of speed has been showed

to be greater on u_{3t} (Bianchi, Angelini et al. 1998). Therefore, we specifically analyzed and plotted the u_{3t} parameter, which provides a measure of the orientation of the plane. In order to evaluate the changes in the orientation of the plane with speed, the slope of the linear regression between u_{3t} and the speed of progression was measured.

Statistics

The statistical analysis was designed to assess the effect of speed of progression, of the age group and of the interaction between these two factors. Since none of the older adults were able to walk at 1.94 m s^{-1}, the young adults walking at that speed were not taken into account in the statistical analysis. A two-level linear mixed model ANOVA was applied: speed and age group were set as fixed effects, and the subject was set as a random effect. The normality of the residuals was checked by the Kolmogorov-Smirnov. Normality of the residuals was not assumed for 3 variables (range of motion of the thigh elevation angle, PV_1, phase shift between the thigh and the shank). In those cases, a log10 transform was applied and the normality of the residuals was then assumed. Linear regression analysis, using Pearson's correlation coefficient (r), was used to indicate the relationship between variables. Independent sample Student's t-tests were used to compare the parameters of linear regression with speed between age groups. In all analyses, the significance level was fixed at $P < 0.05$.

Results

When speed increases, both the stride length and the range of motion (ROM) of the hip, knee and ankle joints increase (stride length: F=124.8, P <0.001; hip: F=15.2, P <0.001; knee: F=10.2, P <0.001; ankle: F=18.3, P <0.001; Table 4-1) in both groups. At all speeds, the stride length and the ROM of the knee and ankle joints are smaller in elderly than in young adults (stride length: F=36.4, P <0.001; knee: F=15.4, P <0.001; ankle: F=48.3, P <0.001; Table 1).

Table 4-1 – Stride length and range of motion (ROM) of the lower-limb joint angles as a function of walking speed in young (Y) and elderly (E) adults

Speed (m s^{-1})	N= Y-E	Stride length		Hip ROM (°)		Knee ROM (°)		Ankle ROM (°)	
		Y	E	Y	E	Y	E	Y	E
0.56	8-18	0.94±0.07	0.80±0.15	31.3±3.1	30.9±5.2	54.4±5.0	52.8±6.6	20.7±3.2	18.0±2.8
0.83	8-18	1.13±0.06	0.99±0.14	33.6±2.3	32.7±5.4	61.4±3.4	55.8±5.4	24.5±4.2	18.4±3.2
1.11	8-18	1.31±0.06	1.18±0.14	36.7±2.3	35.8±5.4	64.0±3.6	58.7±5.0	26.7±3.4	20.8±4.4
1.39	8-17	1.51±0.06	1.37±0.10	38.5±2.9	39.7±5.7	64.8±3.3	61.2±5.4	28.2±3.4	22.7±4.3
1.67	8-14	1.69±0.07	1.55±0.12	40.3±4.1	42.5±5.8	64.7±2.6	61.2±4.5	31.4±4.4	25.5±4.5
1.94	8-0	1.79±0.07	/	42.5±4.7	/	63.17±3.0	/	32.9±5.1	/

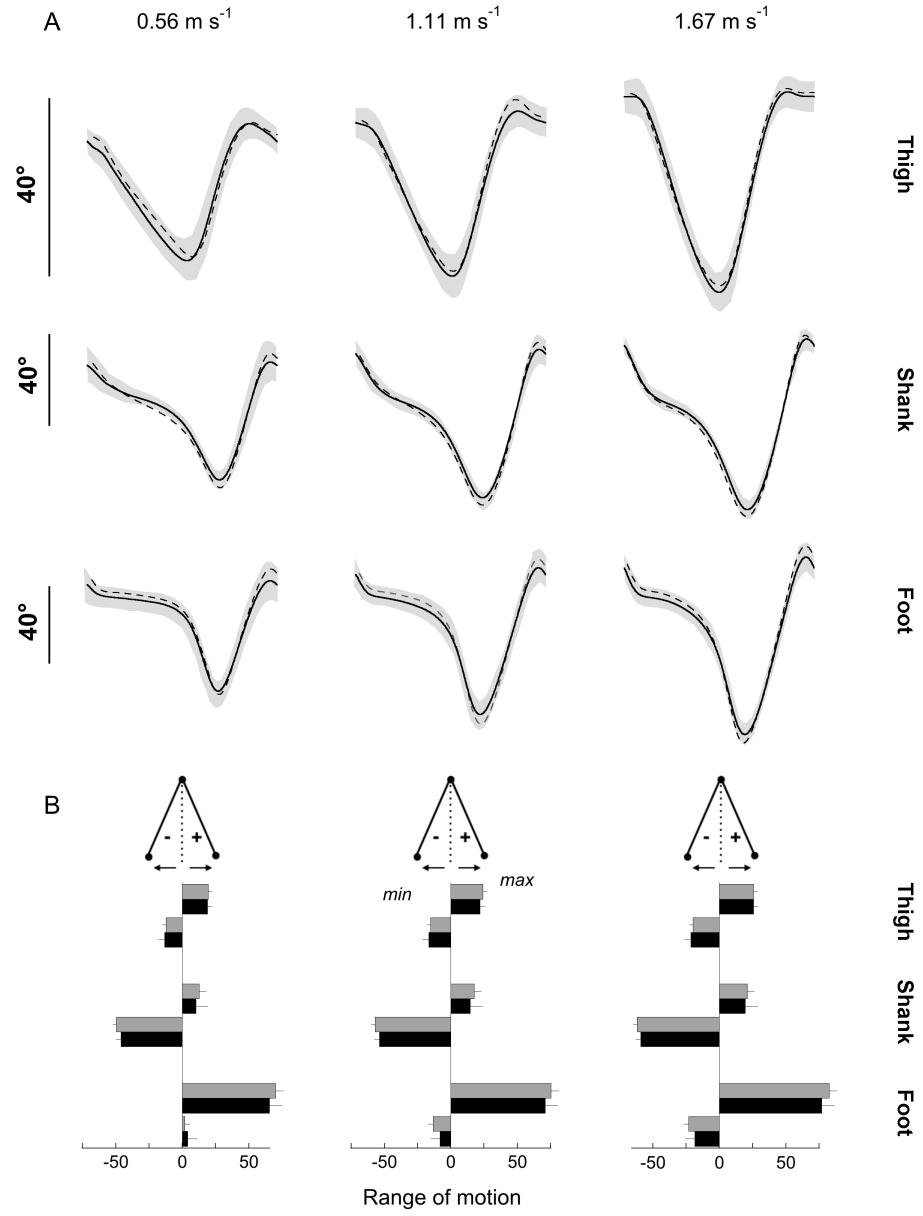


Figure 4-1 Elevation angles of lower-limb segments during walking at slow, intermediate and fast walking speed in young and elderly adults

A : *Elevation angles of the thigh, shank and foot over a stride at 0.56 (left), 1.11 (center) and 1.67 (right) m s^{-1}. All the curves of each subject walking at a given speed were first averaged (mean-curve). The curves presented here are the*

average of the mean-curves of all the young (interrupted lines) and elderly (continuous lines) adults. The grey zone represents ±1 SD for the elders. The horizontal interrupted lines correspond to the vertical position of the segment. ***B:*** *Average range of motion of the thigh, shank and foot over one stride at 0.56 (left), 1.11 (center) and 1.67 m* s^{-1} *(right). All the strides of each subject walking at a given speed were first averaged. The rectangles represent the grand mean of all the young (grey) and the elderly (black) adults. Thin bars represent one standard deviation. In panels* ***A*** *and* ***B****, an angle of 0° correspond to the vertical position of the segment and a positive/negative angle corresponds to the forward/backward elevation of the segment.*

In both groups, the ROM of the elevation angles increases with speed (thigh: F =31.8, P <0.001; shank: F =31.2, P <0.001; foot: F =53.27, P <0.001; Figure 4-1A). The shape of the elevation angles time-course remains fairly similar across age groups (Figure 4-1A). However, the ROM of the shank and the foot segments are slightly but significantly smaller in elderly than in young adults (shank: F =6.6, P =0.016; foot: F =10.9, P <0.003; Figure 4-1B).

In each age-speed class, the planar co-variation is maintained since $PV_1 + PV_2 > 99\%$. However, PV_1 is smaller (and PV_2 is greater) in elderly than in young adults (F =16.2, $P < 0.001$, Figure 4-2A). Furthermore, PV_1 increases (and PV_2 decreases) with speed (F =11.2, P <0.001) both in young and elderly adults.

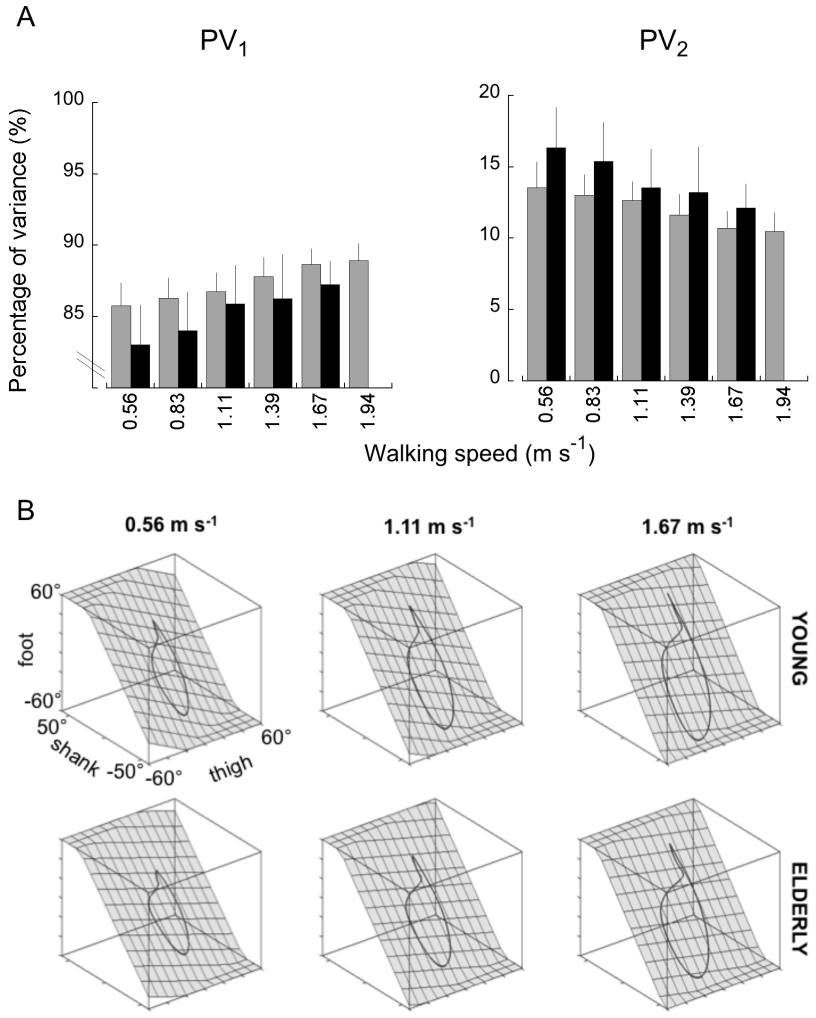


Figure 4-2 Planar covariation of elevation angles
A: *Percentage of variance accounted for by the first (PV_1, left) and the second (PV_2, right) eigenvector of the principal component analysis. Grey bars correspond to young adults, whereas black bars correspond to elderly adults.* ***B:*** *Covariation of the ensemble-average limb-segment elevation angles during walking at 0.56 (left), 1.11 (center) and 1.67 (right) m s^{-1} in young (up) and elderly adults (bottom). Note that when the elevation angles of thigh shank and foot are plotted one versus the other in a x-y-z space, the co-vary along a loop constraint on a plane (x-y). Grids show the best-fitting plane Grids show the best-fitting plane. Other indications as in Figure 4-1.*

The orientation of the plane is modified when the walking velocity increases (Figure 4-3), evidenced by the direction cosines u_{3t}, which decreases linearly with increasing speed (F= 7.3, P <0.001). Note that at all speeds, u_{3t} is smaller in elderly than in young adults (F =23.4, P <0.001) and the slope (s) and coefficient of correlation (r) of the linear regression are smaller in elderly than in young adults (s: t =-2.19,–P =0.039; r: t =2.49, P =0.020). Despite the fact that u_{3s} and u_{3f} also change linearly with increasing speed, the slope (s) of the linear regression are more than 3 time smaller as compared to the slope (s) of the linear regression of u_{3t} (t = -3.66; P =0.001).

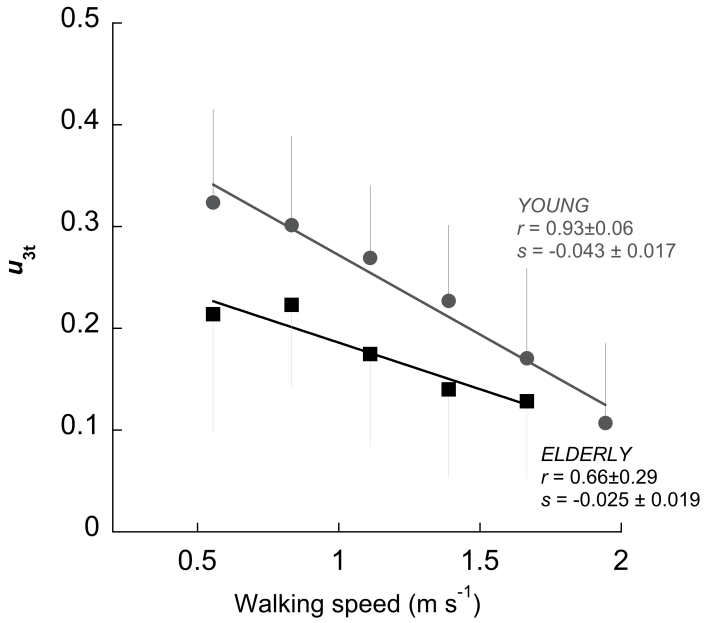


Figure 4-3 Orientation of the principal plane in young and elderly adults as a function of walking speed *Direction cosines of the normal to the covariation plane with the positive semi-axis of the thigh angular coordinates (u_{3t}) as a function of walking speed in young (grey circles) and elderly (black squares) adults. Other indications as in Figure 4-1B. The continuous grey (young) and black (elderly) lines correspond to the linear fit curves draws through all the data (Kaleidagraph 4.5). The average coefficients of correlation (r) and slope (s) of the linear regression in young and elderly subject are given.*

When performing a Fourier series analysis, the first harmonic of the elevation angles accounts for 85.9 ±4.0% (means ±SD) of the variance for all segments, at all speeds and in both age groups. Thus, the first harmonic of pairs of adjacent lower-limb segments (thigh-shank and shank-foot) captures the time relationship characteristics of the elevation angles (Figure 4-4A). At each walking speed, the phase shifts between these first harmonics (P_{ts} and P_{sf}) are positive.

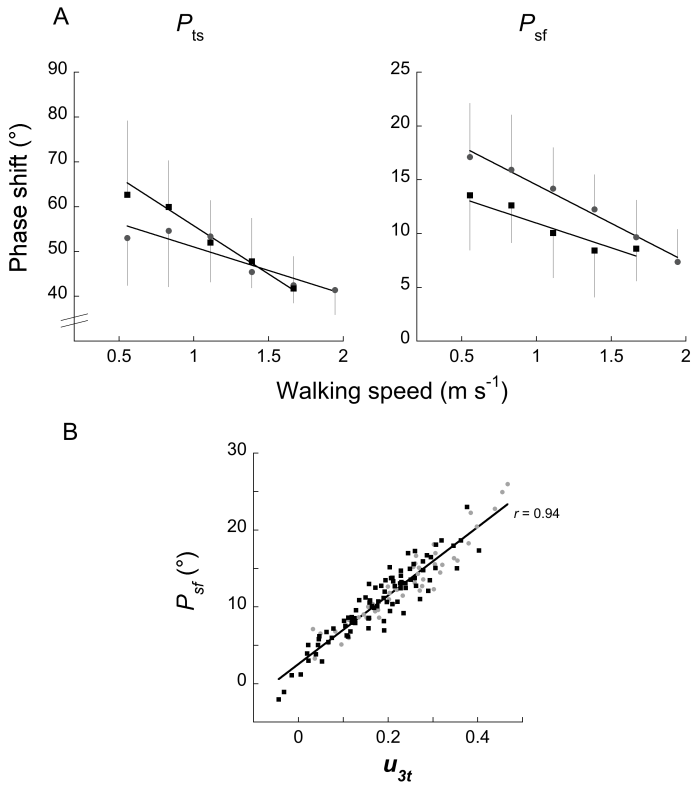


Figure 4-4 Orientation of the principal plane in young and elderly adults as a function of walking speed *__A:__ Phase shift between the 1st harmonic of thigh relative to shank elevation angles (subscript ts, left) and between the 1st harmonic of shank relative to foot elevation angles (subscript sf, right) as a function of walking speed in young (grey circles) and elderly (black squares) adults. Other indications as in Figure 4-1B. The continuous grey (young) and black (elderly) lines correspond to the linear fit curves draws through all the data (Kaleidagraph 4.5). __B:__ Correlation between P_{sf} and the direction cosines of the normal to the covariation plane with the positive semi-axis of the thigh angular coordinates (u_{3t}). Correlation coefficient is based on the least-squares linear regression on all trials from all subjects (Kaleidagraph 4.5).*

Both P_{ts} and P_{sf} are reduced when speed increases (P_{ts}: F =12.1, P <0.001; P_{sf}: F =7.9, P <0.001). Note also that P_{ts} is not different between age groups (F =2.8, P =0.097), whereas P_{sf} is significantly reduced in the elders as compared to young adults (F =16.4, P <0.001). The changes in u_{3t} with speed is correlated with the changes in P_{sf} (Figure 4-4B) and the correlation coefficient of the linear regression between the two is r = 0.94 (P <0.001).

Discussion

In this study, the effect of ageing on intersegmental coordination is investigated by comparing healthy young and elderly adults walking at matched speeds. We show that the effect of speed on the spatial characteristics of the covariation loop differs with age, shedding light on age-related modifications of the coordination strategies during walking.

To date, a handful of studies have dealt with the effects of ageing on coordination (e.g. Noble and Prentice 2008, Aprigliano, Martelli et al. 2017). Nevertheless, most of them have been carried out at self-selected walking speed. In accordance with the literature, our analysis confirms that kinematic segmental co-variation during walking observed in young adults (Borghese, Bianchi et al. 1996) is maintained after the age of 65 (Noble and Prentice 2008, Bleyenheuft and Detrembleur 2012, Aprigliano, Martelli et al. 2017) and that the speed of progression leads to a rotation of the principal plane (Bianchi, Angelini et al. 1998). The rotation occurs mainly along the long axis of the gait loop (Figure 4-2B), leading to a reduction of u_{3t} (Figure 4-3). By separating the effects of both concomitant issues, such as age and speed, we show here that, compared to young adults, u_{3t} is

smaller and that the effect of speed on u_{3t} is reduced in elderly adults (Figure 4-3).

The change in the orientation of the plane, evaluated by u_{3t}, is mainly related to a change of the phase shift between shank and foot elevation angles (Borghese, Bianchi et al. 1996). At all ages and at all speeds, the phase shift between the motions of the shank and the foot (P_{sf}) is positive, meaning that the motion of the shank precedes that of the foot. When speed increases, P_{sf} decreases, which in turn affects the orientation of the plane (Figure 4-4B).

Note that P_{sf} is smaller and change less with speed in elderly than in young adults, resulting in the modifications of intersegmental coordination observed with ageing (Figure 4-4B). In addition, the more in-phase oscillation of the shank and the foot in elderly adults may explain the reduction of ankle ROM with ageing (Table 4-1), most likely because senior "lock their ankle" during mid-stance (Hafer and Boyer 2018). This reduced angular excursion at the ankle in elders has already been ascribed to a stiffening of the ankle joint due, among others, to co-contractions of antagonist muscles (Lee, Chang et al. 2017) or to a reduced ankle joint flexibility (Winter, Patla et al. 1990).

In addition, the smaller ROM has been associated with a loss of ankle power generation to propel the center of mass in late stance (Cofré, Lythgo et al. 2011). However, the decrease of the ankle power generation cannot only be explained by a decrease in the muscular capacities since Franz (2016) has observed that elderly adults are able to develop higher ankle power when walking uphill. Instead, the smaller ankle power and ROM and the modified intersegmental coordination might reflect a different walking strategy adopted to reduce ankle efforts at the expense of proximal

extensors (Monaco, Rinaldi et al. 2009).

Another feature of intersegmental coordination in older adults consist of a greater PV2/PV1 ratio than young adults (Figure 4-2). During walking, a larger PV2 has already been observed when crossing obstacle, suggesting that a higher PV2/PV1 ratio may reflect central nervous system control mechanisms to facilitate an increased toe clearance (MacLellan, Dupré et al. 2011). Similarly, the greater PV2/PV1 ratio could indicate a different motor strategy in elderly adults to control toe clearance in level walking. This is further support by prior study showing that elderly adults display strategies to avoid toe catching (Muir, Haddad et al. 2015).

The modification of shank and foot coordination in elderly may also be undertook to increase in the postural stability during walking (Winter, Patla et al. 1990). For example, Kerrigan, Lee et al. (2000) show that elderly with an history of falls generate 22% less ankle power during push-off than those without history of falls. Furthermore, the adaptive changes of intersegmental coordination in patients with balance disorder (Martino, Ivanenko et al. 2014) are similar to those observed here in elderly adults (Figure 4-2A & Figure 4-3). Indeed, as in elderly adults, ataxic patients have a reduced stride length and their intersegmental coordination is modified: they present a reduced u_{3t} and a greater PV2/PV1 ratio (Martino, Ivanenko et al. 2014).

Coordination of limb segments plays a central role in the production of effective movement (Kelso 1984) (Bernshtein 1967). The different intersegmental coordination strategy used by elderly as compared to young adults may be due to multifactorial reasons. Among other factors, older adults might adopt a different strategy in an attempt to redistribute the joint

efforts between the hip, knee and the ankle (Monaco, Rinaldi et al. 2009) and/or to preserve stability since ageing would involve greater fall risk (Gimmon, Riemer et al. 2015). However, our results do not allow to establish a direct link between lower-limb segmental coordination and walking dynamics.

In this study, the intersegmental coordination were analysed only in the sagittal plane, as movement in this plane represent the major and most systematic component of walking gait (Borghese, Bianchi et al. 1996). However, movements in the other dimensions of space may change with age and should be considered in further study. Another limitation of the study to mention is the use of a treadmill, which may have imposed constraints on limb coordination.

Despite these limitations, the present paper demonstrates that there is an age-related adjustment of the intersegmental coordination to walking speed. Our results suggest that the modification of the orientation of the covariation plane with speed is lessened in elderly as compared to young adults, suggesting that senior restricts the repertoire of angular segment motion. These differences in coordination could mainly be related to different foot-shank coordination. Future research focusing on motor control strategies would be of great interest to understand the difference in coordination with age.

Chapitre 4 : Le mode de transition : un potentiel indicateur de première chute chez la personne âgée ?

Meurisse GM, Bastien GJ, Schepens B. The step-to-step transition mode: A potential indicator of first-fall risk in elderly adults? PLoS One 2019: 14(8): e0220791.

Abstract

Gait analysis is a powerful tool to identify markers of functional decline throughout ageing. A failed weight transfer from one leg to the other during walking, i.e during the transition between steps, is one of the main causes of falls in elderly adults. Two modes of transition are observed: an active mode when the transition begins before the double contact phase and a passive mode when the transition begins during the double contact phase. The aim of this study is to identify groups in the aged population based on the step-to-step transition mode. Fifteen young and thirty-six elderly adults walked on a force-measuring treadmill at 1.11 $m.s^{-1}$. Seven (out of fifteen) young and nineteen (out of thirty-six) elderly adults also performed static balance tasks to evaluate their postural stability during standing. Results show that elderly adults could be sorted into the two groups. The elderly adults with a passive transition present a disbalanced contribution of the front and back legs during the transition and a distorted hodograph representing the vertical and forward components of the velocity of the body plotted against each other. These kinetic modifications are correlated to greater center of pressure excursions during the standing tasks suggesting that walking and static balance are controlled by common systems. This leads us to suggest the transition mode as an attractive indicator of first-fall risk during walking. The emergence of a passive transition could be an early

sign of functional decline of neurological systems controlling static and dynamic balances. Future prospective studies should analyze its predictive value in the prevention of first-fall during walking.

Introduction

More than 25% of elderly adults fall each year (Tromp, Pluijm et al. 2001) and these falls are often associated with serious injuries and hospitalizations (Sterling, O'Connor et al. 2001). Knowing that the percentage of worldwide population over 60 year-old will continue to rise, the prevention of falls is a major issue for our society.

The most commonly fall prediction factor, as well as the best single predictor, is the history of falling (Gerdhem, Ringsberg et al. 2005, Deandrea, Lucenteforte et al. 2010). However, despite its high predictive power, it is irrelevant to identify the first-fall risk (Konig, Taylor et al. 2014). Nevertheless, this detection is essential: the first-fall increases the risk of falling by three (Konig, Taylor et al. 2014) and can result in a fear of further falling leading to self-restriction of physical and social activities (Yardley and Smith 2002). Other usual fall indicators are screening tools based on an evaluation of daily movements (e.g. gait, changing position, turning reaching, standing, etc). But according to Gates, Smith et al. (2008), there is no strong evidence that those screening tools are valid to identify fallers. For example, the large number of variants and cut-offs of the Tinetti Test (Tinetti 1986) complicates its validation for falls prediction (Kopke and Meyer 2006). Moreover, these screening tools are based on subjective analysis requiring the presence of a trained, self-reliant expert (Miodonska,

Stepien et al. 2018) and are limited by ceiling effect (Panella, Lombardi et al. 2002).

In contrast, measuring instruments during standing tasks allow an objective and sensitive evaluation of the subject's postural stability. For example, the measure of the center of pressure excursion of the subject using a force platform can objectify the postural control. Using this measure, Melzer et al. (Melzer, Benjuya et al. 2004) have shown that balance testing in narrow stance is able to distinguish elderly adults who experience recurrent falls from non-falling elderly adults.

Beside balance tests, gait analysis is now recognized as a powerful tool to identify markers of early pathology and maximize healthy ageing. Gait may seem like a simple task because of its automatic and rhythmic nature but it is actually a complex task requiring the integration of inputs from multiple neurological structures (Nutt, Marsden et al. 1993). Ageing and pathology can impact one or more of these neurological levels leading to impairments of the gait performance in a subtle way (Lord, Galna et al. 2013). As for balance, quantitative gait measurements are useful to support the clinician in the detection of slight changes.

The evaluation of gait is also interesting for fall prediction since a large proportion of elderly adults falls occurs during walking. More precisely, most of falls occur by tripping on an external obstacle during the single support phase or by an incorrect body weight transfer from one leg to the other when elderly adults are simply walking forward (Blake, Morgan et al. 1988, Robinovitch, Feldman et al. 2013). A first definition of the body weight transfer, based on the vertical ground reaction forces, is the double contact phase (DC) when both feet are on the ground, i.e. from the contact of the front foot (FC) to the toe-off of the (contralateral) back foot (TO). A

second definition of the body weight transfer, based on the variation of the center of mass of the body (CoM) velocity, is the step-to-step transition (Kuo, Donelan et al. 2005) delimited by the time where the CoM reaches its minimal vertical velocity before FC and its maximal vertical velocity after TO (Franz and Kram 2013). This second definition corresponds to the redirection of the downward trajectory of the CoM in the late single-stance phase to an upward trajectory after DC. This step-to-step transition seems to be a key phase of walking, as it requires balance control to achieve the transfer of the body weight from on leg to the other. According to Chastan et al. (Chastan, Westby et al. 2009), the step-to-step transition presents two different modes: an active and a passive mode. The transition is considered as active when the minimal vertical velocity of the CoM occurs before FC thanks to the activation of the ankle plantar flexors (Welter, Do et al. 2007, Chastan, Westby et al. 2009). This active push-off of the back leg allows an anticipated and balanced transition: the redirection of the CoM is initiated before FC and the contributions of the front and the back legs are equal. This active mode, used by healthy young adults, eases the impact of the front leg, reduces stress on the leg joint and minimizes the work necessary to lift the CoM during DC (Kuo, Donelan et al. 2005, Welter, Do et al. 2007, Chong, Chastan et al. 2009). A greater proportion of the active transition occurs before and after DC as the walking speed increases (Adamczyk and Kuo 2009). Alternatively, the transition is considered as passive when minimal vertical velocity of the CoM occurs at or after FC; in that case the push-off of the back leg is not sufficient to initiate the transition which is initiated during DC and the force generated by the front leg is larger that the force generated by the back leg. This passive mode has been observed in young children under 5-6 years (Breniere and Bril 1998),

in elderly adults (Meurisse, Bastien et al. 2019) and in patients suffering from postural instability (Welter, Do et al. 2007, Chastan, Debono et al. 2008).

During the transition, elderly adults exhibit a smaller vertical push-off done by the back leg, a greater impact on the front leg and are unable to accelerate the CoM forward and upward simultaneously (Meurisse, Bastien et al. 2019). Nevertheless when observing in detail the data of Meurisse, Bastien et al. (2019), the great intragroup variability in elderly adults during the transition could indicate different transition modes and different first-fall risks in the aged population.

The aim of this study is to use the transition mode to identify two groups in the aged population. We hypothesize that such population is made of subjects with an active transition or with a passive transition, the latter being associated with a lower force generated by the back and a largest force generated by front legs during the transfer of the body weight. We anticipate that elderly adults with passive mode will have a poorer result on static balance parameters. These results could lead to the use of the transition mode as a potential indicator of first-fall risk during walking.

Materials and Methods

Subjects and experimental procedures

Fifteen young (age: 21 to 29 years old, weight: 68.6±14.6 kg; height: 1.73±0.09 m, BMI: 22.6±3.4 $kg.m^{-2}$) and thirty-six elderly (age: 67 to 86 years old, weight: 69.7±13.6 kg; height: 1.70±0.09 m, BMI: 23.9±3.1 $kg.m^{-2}$) adults were enrolled in the study. There was no significant difference between the two groups in terms of body mass, height and BMI.

The inclusion criteria were: ability to walk a kilometer, no locomotor system injury complaints, no previous history of neurological disorders and a body mass index between 15 and 35 kg/m^2. Before the experiments, the purpose and the nature of the study were explained to the participants. The experiments were performed according to the Declaration of Helsinki and were approved by the local ethics committee ("Commission d'éthique Biomédicale Hospitalo-Facultaire de l'Université catholique de Louvain", 2015/18MAI/245, Belgian Registration Number: B403201524765). All subjects gave their written informed consent to participate in the study.

The participants were first asked to walk at their natural pace along a 12-meters walkway completing 3 trials in order to measure the spontaneous speed. Thereafter, they were asked to take part in the Performed Oriented Mobility Assessment proposed by Tinetti (Tinetti 1986) and finally to walk on an instrumented treadmill at 1.11 m.s^{-1}. Elderly adults were equipped with a harness during tests. All participants performed a warm up trial on the treadmill before data acquisition. Data were recorded for 15 s after 3 minutes of walking at constant speed.

Experimental set-up and signals processing

The ground reaction forces. The ground reaction forces (GRF) were measured by means of four force transducers (Arsalis, Belgium) located under each corner of a modified commercial treadmill (h/p/Cosmos-Stellar, Germany, belt surface: 1.60x0.65 m). The forces were filtered with an 8th order Bessel dual low pass filter with a cut-off frequency of 20 Hz. The non-linearity was <1 % of full scale, and the crosstalk between vertical and horizontal GRF <1 %.

The GRF signal was digitized with a 16-bit A/D convertor at a sampling

rate of 500 Hz. The amplified GRF signals were processed by means of a computer with dedicated software (LABVIEW 2010, National Instruments, Austin, TX, USA). The decomposition algorithm proposed by Meurisse, Dierick et al. (2016) was used to determine the beginning and the end of the DC phase, the front FC time and the back foot TO time, and the vertical component of the GRF acting upon each limb during the double contact phase.

The GRFs were used to compute the velocity and the displacement of the CoM (Cavagna 1975). Data were normalized relative to the stride duration, 0 % corresponding to the initial contact of the right foot and 100 % corresponding to the next contact of the same foot.

Temporal and kinetic parameters

Temporal parameters. The spontaneous speed was measured by two photocells placed at the level of the neck and separated by 5 meters in the middle of a 12-meters corridor. Step duration was calculated as the duration between two successive heel strikes and step frequency was obtained by taking the inverse of the step duration. DC was delimited by the front FC and the back foot TO for each weight transfer from one leg to the other (i.e. from the left leg to the right and from the right to the left). The step-to-step transition phase was delimited by the time where the CoM reaches its minimal vertical velocity before FC and its maximal vertical velocity after TO as defined by Franz and Kram (2013). Note that by definition the step-to-step transition is at minimum equal to DC. The time of occurrence of the minimal vertical velocity of the CoM (Vv_{min}) relative to FC expressed in milliseconds was also calculated. The transition mode is defined by the time of occurrence of the Vv_{min} relative to the beginning of the double contact

phase (FC). When Vv_{min} occurs before FC, the transition is 'active' while when Vv_{min} occurs at or after FC, the transition is 'passive'.

Kinetic parameters. The force ratio between F_{FRONT}/F_{BACK} was calculated as the ratio between the mean values of impact force on the front leg during the step-to-step transition (F_{FRONT}) and the mean values of the vertical push-off performed by the back leg during this transition (F_{BACK}) in order to illustrate the asymmetry in the force generation between the two legs (Meurisse, Bastien et al. 2019).

CoM hodograph. The vertical and forward components of the CoM velocity were plotted against each other over the course of the step to form a CoM hodograph as described by Adamczyk and Kuo (2009).

Balance parameters

During the Performed Oriented Mobility Assessment, standing with eyes closed and standing with feet together were objectified via measuring instruments for seven young and nineteen elderly adults. During both tests, the center of pressure excursion of the subject was measured during 30 seconds by means of four force transducers (Arsalis, Belgium) located under each corner of a 1 m* 1 m force plate. The CoP was sampled at 1000 Hz and processed with a 8^{th} order Bessel dual low pass filter with a cut-off frequency of 10 Hz as recommended by Ruhe, Fejer et al. (2010).

Statistics

The spontaneous speed of each subject was calculated as the mean of the three trials recorded. When walking on the treadmill, variables were averaged for 21 to 34 consecutive steps (i.e. alternating steps starting with either a left or a right foot contact). For all variables, the mean values were

calculated for each group of subjects, as presented in the result section and figures. A one-way ANOVA with Bonferroni post-hoc (PASW Statistics 21, SPSS, IBM, Armonk, NY, USA) was performed to evaluate the effect of the group on the different parameters. The normality of the residuals was checked with a Kolmogorov-Smirnov test. Pearson's correlations were performed to evaluate the relationships between balance parameters, step frequency, spontaneous speed, F_{FRONT}/F_{BACK} ratio and the time of occurrence of Vv_{min} relative to FC. The level of significance was fixed to $p \leq 0.05$.

Results

The step-to-step transition mode

All young adults have an active transition while elderly adults could be separated in two groups: twenty-one elderly adults (age: 67 to 86 yo, weight: 67.5±13.0 kg; height: 1.68±0.09 m, BMI: 23.6±3.1 $kg.m^{-2}$) present an active transition and fifteen elderly adults (age: 69 to 84 yo, weight: 72.9±14.4 kg; height: 1.72±0.09 m, BMI: 24.4±3.3 $kg.m^{-2}$) present a passive transition (Figure 5-1). There is no significant difference between the two groups of elderly adults in terms of age, body mass, height and BMI.

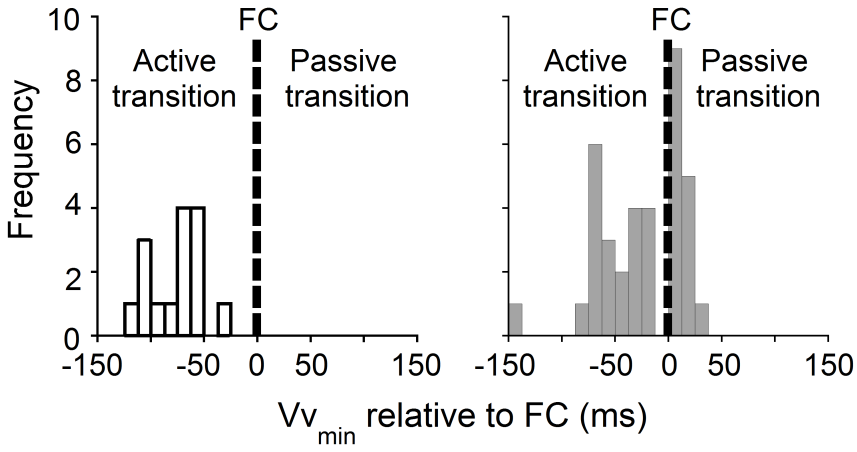


Figure 5-1. Time of occurrence distribution of Vv_{min} relative to FC of young and elderly adults. *Time of occurrence distribution of the minimal vertical velocity of the CoM (Vv_{min}) relative to the beginning of the double contact phase (the front foot contact, FC) expressed in milliseconds. Negative values indicate active transition; i.e. Vv_{min} occurs before FC while positive values indicate passive transition; i.e. Vv_{min} occurs after FC. Left: Distribution of young adults (white bars, n=15). Right: Distribution of elderly adults (grey bars, n=36: 21 with an active transition and 15 with a passive transition).*

<u>*Kinetics*</u>

The Figure 5-2 presents the mean traces of the vertical ground reaction force (GRF) acting upon each leg separately, the vertical component of the velocity (Vv) and the vertical displacement of the CoM during a stride at 1.11 $m.s^{-1}$ for young adults and elderly adults with an active transition or with a passive transition ($Elderly_A$ and $Elderly_P$, respectively). In young adults and $Elderly_A$, the vertical push-off of the back leg becomes superior to one body weight value before FC. Consequently, the Vv_{min} and the upward redirection of the CoM occur before FC (Figure 5-2). In $Elderly_P$, the vertical push-off of the back leg never overpasses one body weight value and, consequently, the transition is initiated by FC: the minimum of Vv and

the upward redirection of the CoM occur during the double contact phase. In Elderly$_P$, the vertical impact on the front leg is increased and the GRF pattern of the front vs back foot is clearly more asymmetric compared to young adults and Elderly$_A$ (Figure 5-2).

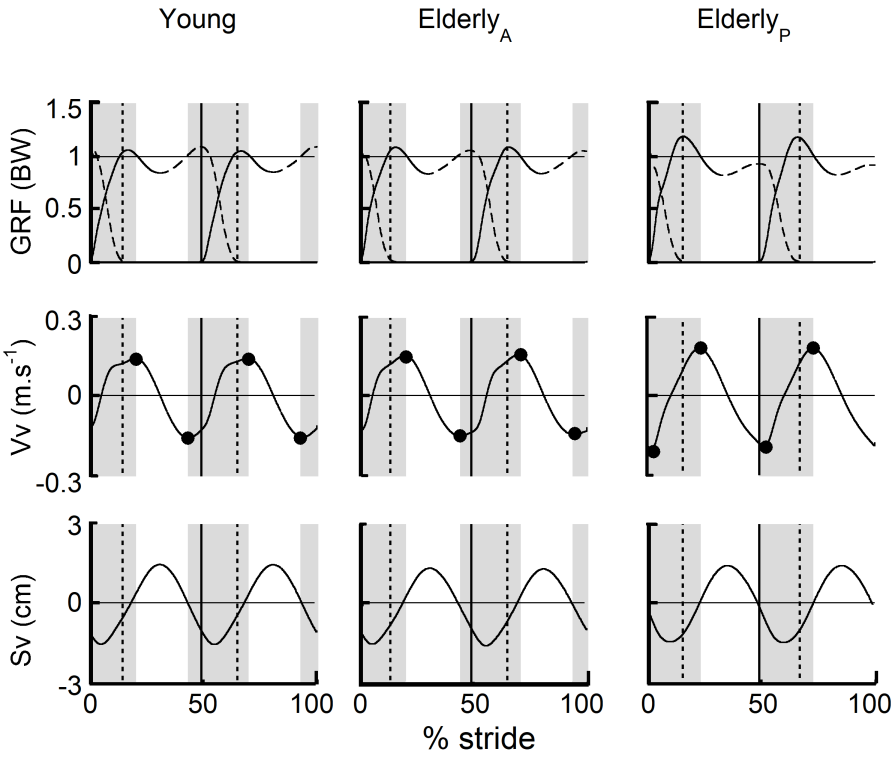


Figure 5-2. Kinetic curves for young and elderly adults with an active step-to-step transition (Elderly$_A$) and with a passive step-to-step transition (Elderly$_P$) during walking. *Mean curves of the vertical component of the ground reaction force (GRF, expressed in body weight) acting upon each leg separately (continuous line: front leg; dotted line: back leg), of the vertical component of the velocity of the CoM (Vv, expressed in m.s^{-1}) and its displacement (Sv, expressed in cm) during a stride for the three groups walking at 1.11 m.s^{-1}. The vertical lines indicate the double contact phase (DC): the continuous lines correspond to the foot contact (FC) of the front leg and the dotted lines correspond to the toe-off (TO) of the back leg; the grey areas represent the step-to-step transition phase between the minimum of Vv before FC and the maximum of Vv after TO.*

The Figure 5-3 presents the differences between the three groups for the kinetic, speed-related and balance parameters. The left part of Figure 5-3A presents the mean plot of the vertical (Vv) and the forward component (Vf) of the CoM velocity during a step. Elderly$_P$ present a distorted hodograph in comparison to young and Elderly$_A$ highlighting a modification of the relationship between Vf and Vv throughout the step. Moreover, Elderly$_P$ have a significant greater F_{FRONT}/F_{BACK} ratio in comparison to the two other groups with the mean force of the front leg two and a half times greater than the mean force of the back leg (right part of Figure 5-3A, F_{FRONT}/F_{BACK}, group effect $p<0.001$).

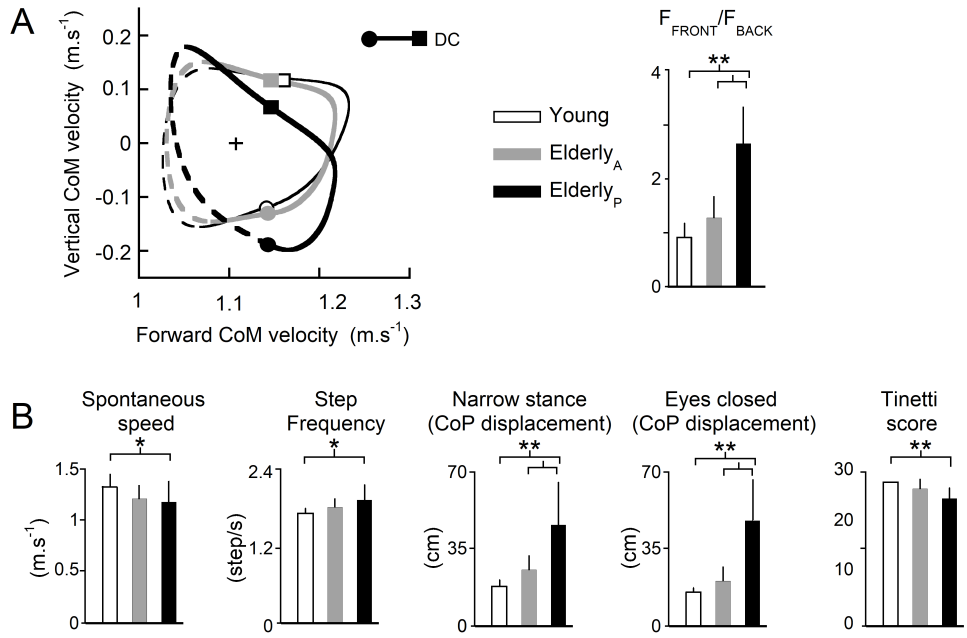


Figure 5-3. Results *(A) Left: mean plot of the vertical (Vv) and forward (Vf) components of the velocity of the CoM during a step at 1.11 m.s^{-1} for the 3 groups. Mean speed is represented by +. The step-to-step transition phase is illustrated by the continuous line. The double contact phase is delimited by the circle (front foot contact) and the square (back foot toe-off). Right: mean value (bar) +1 SD (tick) of the ratio F_{FRONT}/F_{BACK} during the step-to-step transition. White: young adults;*

grey: elderly adults with active step-to-step transition; black: elderly adults with passive step-to-step transition. (*): $p \leq 0.05$, (**): $p \leq 0.01$. N= 1270 weight transfer (young: 351; Elderly$_A$: 523 and Elderly$_P$: 396; transfers from the right leg to the left: 628; from the left leg to the right: 640). (B) Mean values of the spontaneous speed (m.s^{-1}), the step frequency (step/s), the displacement of the center of pressure (CoP, in cm) during standing with a narrow stance and with eyes closed, and the Tinetti score. Same data as Figure 5-3A for the step frequency and the spontaneous speed and N=26 (young: 7; Elderly$_A$: 14 and Elderly$_P$: 5) for the displacement of the CoP during standing with narrow stance and eyes closed and for the Tinetti score.

Balance and speed-related parameters

The Figure 5-3B illustrates the differences in speed-related parameters (step frequency and spontaneous speed), balance parameters (standing with eyes closed and standing with a narrow stance) and the Tinetti score between the 3 groups. The mean spontaneous speed is equal to 1.32±0.13, 1.20±0.13 and 1.17±0.20 m.s^{-1} for young, Elderly$_A$ and Elderly$_P$, respectively, with a significant difference between young and Elderly$_P$ (Figure 5-3B, group effect: $p<0.05$). Similarly, Elderly$_P$ have significant greater step frequency and significant smaller Tinetti score in comparison to young adults (Figure 5-3B, group effect $p<0.05$) but there is no significant difference with Elderly$_A$. On the contrary for the two balance parameters, there is a significant difference between the two groups of elderly adults. Indeed, Elderly$_P$ have greater displacement of the CoP during standing with eyes closed and standing with a narrow stance in comparison to the two other groups (Figure 5-3B, group effect $p<0.01$).

Balance, speed-related and transition parameters relationships

The Table 5-1 shows the correlations between speed-related, balance and the transition parameters (F_{FRONT}/F_{BACK} ratio and the time of occurrence of Vv_{min} relative to FC). There are strong correlations between the transition and the balance parameters, while there is no correlation between the speed-related parameters and the transition parameters or the balance parameters.

Table 5-1: Correlations between speed-related, balance and transition parameters

		Speed-related		Balance		Transition
		Spontaneous speed	Step frequency	CoP eyes closed	CoP narrow stance	Vv_{min} relative to FC
Speed-related	Step frequency	-,418*				
Balance	CoP eyes closed	-.136	-.179			
	CoP narrow stance	-.076	.016	,753**		
Transition	Vv_{min} relative to FC	.313	-.340	-,584**	-,593**	
	F_{FRONT}/F_{BACK}	-.164	.163	,602**	,742**	-,834**

N =26 (young: 7; $Elderly_A$: 14 and $Elderly_P$: 5). (*): $p \leq 0.05$, (**): $p \leq 0.01$.

Discussion

The aim of this study is to use the transition mode to identify two groups in the aged population. For this study, the participants were asked to walk at a controlled speed because the transition mode is speed-dependent. Indeed, young adults have a passive transition at slow speeds and an active

transition at medium and high speeds (Meurisse, Bastien et al. 2019). Consequently, a comparison at uncontrolled speed does not allow determining if the modification of the walking pattern comes from a reduction of the speed or a modification of the balance control. The chosen speed of 1.11 $m.s^{-1}$ corresponds to a speed where young adults have an active transition and is close to the spontaneous speed we measured in our elderly population.

The transition mode identifies two groups of elderly adults: some with an active transition ($Elderly_A$) and others with a passive transition ($Elderly_P$). Our results show in elderly adults an effect of the transition mode on the kinetic and balance parameters but not on speed-related parameters and the Tinetti score. Indeed, only the F_{FRONT}/F_{BACK} ratio and the balance parameters (the displacement of the center of pressure during standing with a narrow stance and with eyes closed) are correlated with the transition mode.

In $Elderly_A$, the F_{FRONT}/F_{BACK} ratio shows an almost equal contribution of the back and the front legs to the transition and the shape of hodograph is similar in comparison to young adults: the relationship between Vf and Vv is not modified. In $Elderly_P$, the F_{FRONT}/F_{BACK} ratio shows a greater force developed by the front leg than by the back leg during the transition and the relationship between Vf and Vv is modified. These kinetic differences between $Elderly_A$ and $Elderly_P$ highlight two different strategies in the balance control to achieve the transfer of the body weight from one leg to the other.

The transition mode is determined by the vertical push-off: a push-off inferior to one body weight will result in a passive transition mode while a push-off superior to one body weight will result in an active transition

mode (Honeine, Schieppati et al. 2013). As a matter of fact, the major determinants of the transition mode are the plantar flexors of the back leg since they are the greatest contributors to the vertical push-off (Schloemer, Thompson et al. 2017). A reduction of the plantar flexion in elderly adults is commonly observed in the literature (Boyer, Johnson et al. 2017) and is attributed to an underutilisation of the available muscular capacity (Franz 2016) and/or a failure in the interaction between brain, interneurons, motoneurons, and sensory feedback (Honeine, Schieppati et al. 2014). This fail seems to emerge with age and one of the possible causes of passive transition could be a functional decline in the interactions between these different neurological systems. Indeed, the passive transition has already been associated with disrupted somatosensory inputs, progressive supranuclear palsy, dysfunction of descending basal ganglia outputs and atrophy of the mesencephalon (Welter, Do et al. 2007, Chastan, Do et al. 2009, Chastan, Westby et al. 2010, Demain, Westby et al. 2014). Interestingly, stimulation applied in the midbrain of Parkinson's disease patients has been shown to improve the transition (i.e. the passive transition becomes active) and to decrease their balance disorders (Chastan, Westby et al. 2009).

The static balance capacity seems modified in $Elderly_P$; they exhibit a greater CoP excursion during standing with eyes closed and standing with narrow stance compared to $Elderly_A$. These two balance parameters are associated with fall history and balance modification in elderly adults (Maki, Holliday et al. 1994, Melzer, Benjuya et al. 2004, Edginton Bigelow and Berme 2010). More precisely, these two tests reflect the ability of the postural control system to correctly perceive the environment through peripheral sensory system and integrate vestibular, visual and

proprioceptive inputs at the central nervous system level (Ruhe, Fejer et al. 2010). Although the CoP was measured during 30 seconds while 90 seconds is recommended (Ruhe, Fejer et al. 2010), the difference between $Elderly_A$ and $Elderly_P$ is significant. Standing with narrow stance increases the static balance challenge while standing with eyes closed prevents visual compensatory during balance control. The greater CoP excursions in $Elderly_P$ and the strong relationship between these two parameters (Table 5-1) seem indicate a modification in the integration of sensory and/or vestibular inputs used during both standing balance tasks. The strong relationship between the balance parameters and the transition parameters (Vv_{min} relative to FC and the F_{FRONT}/F_{BACK} ratio) could highlight that walking and static balances are controlled by common systems. On the other hand, the absence of relationship between the balance parameters and the speed-related parameters (step length and velocity) indicates that others systems control speed-related parameters of locomotion. The absence of modification for speed-related parameters with the stimulation in midbrain structure of Parkinson's disease patients (Chastan, Westby et al. 2009) corroborates our results.

According to Browne and Franz (2017), balance is a general term describing the resilience to falling and the dynamic stability is a measure of balance specific to dynamic tasks such as walking. These authors quantified the dynamic stability via the maximum divergence Lyapunov exponent, calculated from the position and velocity of the sacrum. They have shown that young adults adopt propulsive force generation during the push-off that maximizes dynamic stability and suggested that a diminished push-off in elderly adults is in phase with poorer balance control. These results corroborate the relationship between the transition mode and the balance

control we observe.

Finally, the use of transition mode for the prevention of first-fall presents several advantages. First, the transition mode is more sensitive to subtle modifications of the walking pattern before the first-fall than screening tools, as illustrated by the absence of significant difference between $Elderly_A$ and $Elderly_P$ for the Tinetti score. Second, the transition corresponds to a period of gait when most of falls occur (Blake, Morgan et al. 1988, Robinovitch, Feldman et al. 2013). Third, the transition mode provides information on the balance control during walking and brings substantial complement to standing tests.

In conclusion, our results show that elderly adults could be sorted in two groups according to their active or passive step-to-step transition mode. The elderly adults with a passive transition present a disbalanced contribution of the front and back legs and a distorted hodograph that are correlated with modifications of postural balance controls. The emergence of a passive transition could be an early sign of functional decline of neurological systems controlling static and walking balances. The difference between the two groups suggests that the transition mode is a potential indicator of first-fall risk during walking. Future prospective studies should analyze its predictive value in the prevention of first-fall during walking.

Discussion générale

Dans cette partie, nous aborderons des éléments de discussion spécifiques chapitre par chapitre, puis nous développerons le lien entre le mode de transition et la cinématique du membre inférieur. Finalement, nous proposerons des pistes concernant les causes de la transition passive chez les personnes âgées et nous conclurons en énonçant des perspectives futures.

Méthode de détermination de la composante verticale des forces de réaction au sol sous chaque pied

Concernant le chapitre 1, un premier élément de discussion est l'absence de validation de la méthode de détermination de la composante verticale des forces de réaction au sol sous chaque pied sur une population âgée. En effet, la population étudiée dans le chapitre 1 était composée majoritairement d'enfants et d'adultes de moins de 60 ans. La détection de la phase de double contact et la détermination des forces de réaction au sol sous chaque pied pourraient-elles être d'une moins bonne qualité au sein d'une population âgée ? D'une part, la détection du double contact est basée sur l'observation que le centre de pression parcourt une plus grande distance durant la phase de double contact que durant la phase de simple contact. Cette différence de distances parcourues par le centre de pression est une caractéristique de la marche et est indépendante de l'âge. D'autre part, la détermination des forces verticales sous chaque pied repose sur des équations biomécaniques universelles, indépendantes de l'âge, du sexe, de

la morphologie ou de la pathologie du sujet. Toutefois, il faut noter que le déroulé du centre de pression sous chaque pied pendant le double contact est négligé dans ces équations. Cette approximation est d'ailleurs la seule origine de l'erreur d'estimation de la force. Or, si les personnes âgées présentent une modification du déroulé du pied, ce serait, au vu de nos résultats, dans le sens d'un déroulé diminué (particulièrement au niveau du pied arrière) et par conséquent en faveur de notre approximation. Nous sommes donc confiants concernant l'utilisation de l'algorithme sur notre population âgée.

Un second élément de discussion est la possibilité de déterminer les composantes des forces dans les trois directions pour l'analyse de la phase de transition. Pour y arriver, il est nécessaire de mettre en place un algorithme déterminant les composantes latérales et antéropostérieures des forces sous chaque pied. Pourquoi ne pouvons-nous pas nous servir du même algorithme que celui utilisé pour la composante verticale ? Comme illustré à la Figure 6-1, les quatre composantes latérales et antéropostérieures sous chaque pied (deux composantes par pied) influencent le même moment de forces. A partir de l'équilibre des moments et des forces, on peut obtenir trois équations : une équation pour l'équilibre des moments autour de l'axe vertical, une équation pour l'équilibre des forces latérales et une équation pour l'équilibre des forces antéropostérieures. Ainsi, la présence de trois équations pour quatre inconnues ne permet pas la généralisation de la méthode de détermination telle que proposée pour la composante verticale.

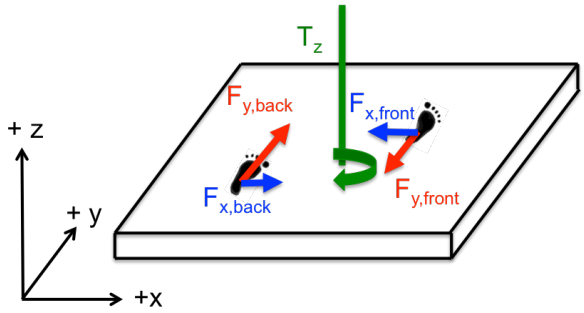


Figure 6-1. *Illustration des forces en jeu dans le moment transverse. L'axe vert représente le moment transverse (Tz). Les flèches rouges représentent les composantes antéropostérieures des forces de réaction au sol sous le pied avant et le pied arrière, $F_{y,front}$ et $F_{y,back}$ respectivement. Les flèches bleues représentent les composantes latérales des forces de réaction au sol sous le pied avant et le pied arrière, $F_{x,front}$ et $F_{x,back}$ respectivement.*

Néanmoins, Bastien, Gosseye et al. (2019) ont proposé tout récemment une reconstruction des composantes latérales et antéropostérieures sous chaque pied en se basant sur une combinaison de ces équations et d'un modèle prédictif. Ce nouvel algorithme permet de déterminer avec une bonne qualité les forces sous chaque pied dans les trois directions, que ce soit durant la marche normale ou durant la marche clinique. Dans le futur, il permettra d'analyser l'implication de ces forces horizontales dans le mode de transition.

Ainsi, au niveau de la composante antéropostérieure, la phase de transition correspond à une opposition des forces entre les deux pieds : le pied arrière accélère le centre de masse corporel vers l'avant tandis que le pied arrière le décélère. La diminution de la composante verticale durant la poussée avec l'âge est associée à une diminution de la composante antéropostérieure des forces de réaction au sol (Boyer, Andriacchi et al. 2012, Franz and Kram 2013). Les variations de ces deux composantes lors de la poussée du pied arrière sont fortement corrélées car elles dépendent de

la puissance produite par la flexion plantaire de la cheville du pied arrière (Hernandez, Silder et al. 2009). Ainsi, la transition passive serait associée à une diminution de la poussée antéropostérieure du pied arrière similaire à la diminution observée sur la composante verticale.

Au niveau de la composante latérale des forces, la phase de transition correspond à une accélération par le pied arrière du centre de masse corporel vers le côté opposé tandis que le pied avant le redirige vers la ligne médiane. Contrairement à la composante antéropostérieure, la composante latérale n'est pas corrélée à la composante verticale, car les forces dans le plan frontal dépendent d'autres muscles, tels que les adducteurs et les abducteurs de la hanche (Winter 1995, Bauby and Kuo 2000, Hernandez, Silder et al. 2009). Cette indépendance des composantes latérales sous chaque pied empêche de spéculer sur la contribution de chaque pied en fonction du mode de transition sur la stabilité latérale du centre de masse.

En conclusion, le nouvel algorithme de Bastien, Gosseye et al. (2019) ouvre la possibilité d'analyser la contribution des différentes composantes. Les études futures pourront tester l'hypothèse selon laquelle une transition passive serait associée à une diminution de la poussée antéropostérieure et déterminer si la contribution de chaque pied à la stabilité latérale est influencée par le mode de transition.

Effet de l'âge et de la vitesse sur la phase de transition d'un pied à l'autre durant la marche

Concernant le chapitre 2, un premier élément de discussion est l'utilisation du tapis roulant pour analyser la marche des personnes âgées. Le tapis roulant permet d'isoler l'effet de l'âge sur la phase de transition

grâce au contrôle de la vitesse mais son utilisation peut-elle influencer les résultats obtenus ? La marche sur tapis roulant implique un conflit entre la vision signalant une vitesse stable et le système proprioceptif indiquant un déplacement vers l'avant. Ce conflit peut amener des adaptations du pattern de marche comme une augmentation de la fréquence de pas et une position légèrement plus fléchie au niveau de la hanche et du genou (Tesio and Rota 2008). Cependant les changements observés entre la marche sur plateforme et sur tapis roulant sont relativement faibles : la cinétique et la cinématique de la marche en utilisant les deux instruments de mesure présentent des patterns similaires chez les personnes âgées et les différences observées entre les jeunes adultes et les personnes âgées restent similaires sur plateforme de force et sur tapis roulant instrumenté (White, Yack et al. 1998, Watt, Franz et al. 2010, Malatesta, Canepa et al. 2017).

Un second élément de discussion concerne les paramètres utilisés pour caractériser la contribution de chaque jambe à la phase de transition. Dans un premier temps, nous avions choisi la valeur maximale de la force développée par chaque jambe lors de la phase de transition comme présenté à l'ESMAC (the European Society of Movement Analysis for Adults and Children*)* en 2016 (Figure 6-2).

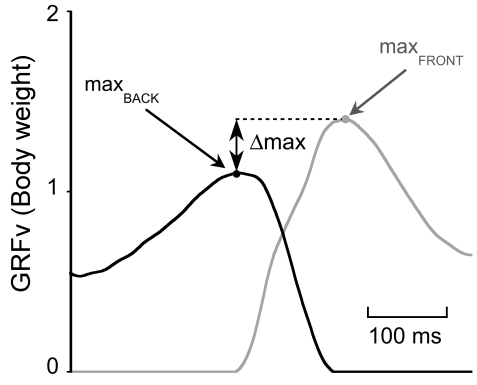


Figure 6-2. *Paramètres utilisés en 2016 pour caractériser la contribution de chaque jambe à la phase de transition.* max_{BACK} *et* max_{FRONT} *représentent respectivement la valeur maximale de la poussée de la jambe arrière et de la jambe avant. Δmax représente la différence entre* max_{BACK} *et* max_{FRONT}*. Figure de Meurisse, Bastien et al. Présentée à l'ESMAC (the European Society of Movement Analysis for Adults and Children) à Séville en 2016.*

Par la suite, nous avons choisi de caractériser la contribution de chaque jambe à partir de la force moyenne durant la phase de transition car une valeur moyenne est plus représentative qu'une valeur isolée de la contribution de la jambe. En effet, deux sujets peuvent avoir des valeurs maximales similaires mais des valeurs moyennes différentes (Figure 6-3).

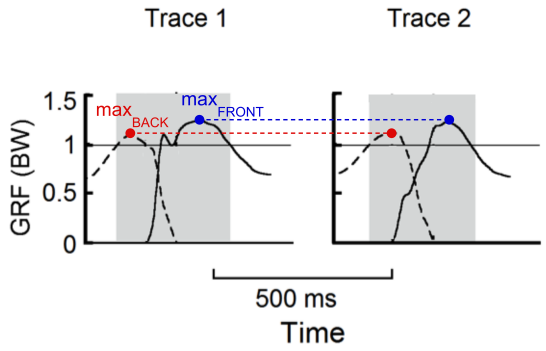


Figure 6-3. *Illustration de la différence de résultats obtenus en utilisant des valeurs maximales ou des valeurs moyennes pour caractériser la transition. La zone grisée correspond à la phase de transition. max_{BACK} et max_{FRONT} représentent respectivement la valeur maximale de la poussée de la jambe arrière et de la jambe avant*

Vertical GRF	Trace 1	Trace 2
Max F_{FRONT} expressed in body weight (BW)	1.2	1.2
Max F_{BACK} (BW)	1.1	1.1
Max F_{FRONT} / Max F_{BACK} ratio	**1.1**	**1.1**
Mean F_{FRONT} (BW)	0.8	0.7
Mean F_{BACK} (BW)	0.4	0.5
Mean F_{FRONT} / Mean F_{BACK} ratio	**2.0**	**1.4**

Un troisième élément de discussion concerne le rôle de chaque jambe sur la phase de transition chez la personne âgée. Notre hypothèse est qu'une diminution de la poussée de la jambe arrière entraînerait une augmentation de la force développée par la jambe avant. Une autre hypothèse est qu'une production de force plus importante produite par la jambe avant entraînerait une diminution de la poussée de la jambe arrière. Selon cette hypothèse, une pose rapide du pied avant obligerait le pied

arrière à arrêter sa poussée précocement. Huang, Shorter et al. (2015) ont utilisé des orthèses sur de jeunes adultes afin de réduire la poussée produite par la cheville du pied arrière au début de la phase de la transition. Selon eux, la réduction de la poussée est la cause de la diminution de la force verticale sous le pied arrière et de l'augmentation de l'impact sur le pied avant (Figure 6-4). Ces résultats vont dans le sens de notre première hypothèse. Des études futures pourraient confirmer cette hypothèse en mettant au point un système permettant de bloquer la cheville uniquement lors de la poussée au début de la transition et de libérer la cheville lors de la pose du pied au sol.

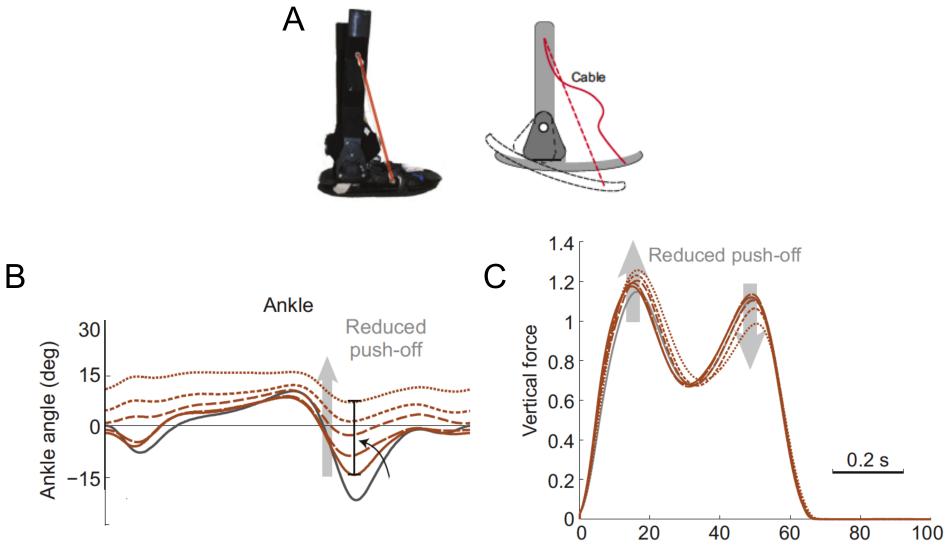


Figure 6-4. *Effet de la réduction de flexion plantaire sur la composante verticale des forces de réaction au sol. A) Illustration de la méthode pour réduire la flexion plantaire durant la poussée. B) Effet de la réduction de poussée sur la cinématique de la cheville. C) Effet de la réduction de poussée sur la composante verticale des forces de réaction au sol. Figure modifiée d'après Huang, Shorter et al. (2015).*

Le mode de transition : un potentiel indicateur de première chute chez la personne âgée

Concernant le chapitre 3, un premier élément de discussion est la caractérisation des capacités physiques de la population âgée étudiée. Dans l'introduction, nous avons montré que vieillir en bonne santé dépend de l'évolution des capacités intrinsèques avec l'âge (Figure 1-8). Selon Lazarus and Harridge (2017), un certain seuil d'activité physique minimale est nécessaire pour le maintien des capacités physiques. Au-dessous de ce seuil, le vieillissement sera accompagné d'un risque de pathologie plus important et d'une morbidité augmentée (Figure 6-5).

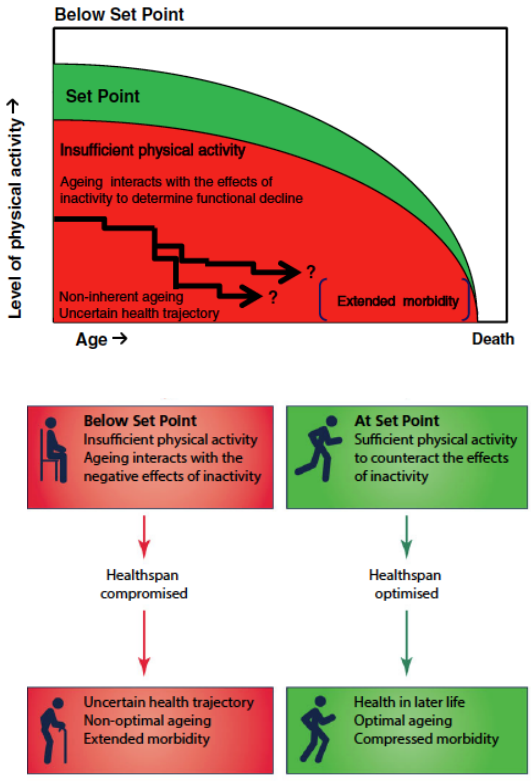


Figure 6-5. *Effet de l'activité physique sur la trajectoire de vieillissement. Figure modifiée d'après Lazarus and Harridge (2017)*

La présence d'une transition passive pourrait-elle être due à une diminution des capacités physiques de la personne âgée ? Selon nous, la présence de personnes présentant une phase de transition passive au sein de notre échantillon montre que l'apparition d'une transition passive n'est pas le simple fait d'une perte de capacité. En effet, nos critères d'inclusion (absence d'antécédent de chute, capacité à marcher un kilomètre et absence de troubles musculo-squelettiques ou neurologiques) excluaient les personnes dont les capacités physiques étaient diminuées. De plus, les participants avaient une bonne mobilité : ils ont été recrutés au sein des associations de Louvain-la-Neuve (ville piétonne), sont venus à pied au laboratoire et ont obtenu des scores élevés au test de Tinetti. Ainsi, il ne semble pas qu'un niveau d'activité physique correct puisse présager du mode de transition. Il est possible que les personnes sédentaires présentent une transition passive précoce mais cette question doit encore être étudiée. Il serait opportun que les études futures évaluent également la qualité de vie et les capacités physiques des individus par l'utilisation de questionnaires comme le SF-36 (Ware and Sherbourne 1992) ou par un test à l'effort.

Un deuxième élément de discussion est l'absence de lien direct entre le mode de transition passive et la chute de la personne âgée. Les différents éléments que nous avons mis en évidence nous permettent de suggérer que la présence de transition passive est liée à un risque de chute plus élevé. Néanmoins, aucune des personnes âgées de notre étude n'a un antécédent de chute en marchant. Ce choix est justifié par le besoin de détecter des modifications de la phase de transition avant la première chute. Il aurait été intéressant d'évaluer le nombre de chutes au sein des deux populations dans les mois qui ont suivi les prises de mesure.

Une autre approche est l'analyse de la marche en considérant des personnes âgées avec et sans antécédent de chute. Ce type d'analyse était un de nos objectifs mais nous n'avons pas eu la possibilité d'étudier des chuteurs au cours de l'étude. Selon nous, cette difficulté provient de nos critères d'inclusion trop stricts pour cette population ; notre laboratoire est centré sur la recherche fondamentale et n'est pas prévu pour accueillir une population provenant de la clinique.

Mode de transition et cinématique du membre inférieur

Dans le chapitre 2, nous avons mis en évidence une diminution de la poussée verticale du pied arrière avec l'âge, probablement liée à une diminution d'extension de hanche et de flexion plantaire tandis que dans le chapitre 3, nous avons mis en évidence une modification de la coordination segmentaire chez les personnes âgées. Dans le chapitre 4, nous avons identifié deux groupes au sein de la population âgée en fonction de leur mode de transition. Les personnes dont la phase de transition est passive présentent une poussée verticale de la jambe arrière moins importante. Le lien entre le mode de transition et la cinématique du membre inférieur n'a pas été étudié. A la vue des résultats des chapitres 2, 3 et 4, il nous semble intéressant d'aborder la question du lien entre la diminution de poussée verticale durant la transition passive et la modification de la cinématique du membre inférieur. Les différences éventuelles permettront de mieux comprendre le rôle des segments du membre inférieur sur le mode de transition et, à plus long terme, de fournir des indications pour des études futures s'intéressant à la transition comme indicateur de risque de chute. Dans ce cadre, nous développerons ci-dessous les différences au niveau des

amplitudes articulaires (hanche, genou, cheville) et de la coordination segmentaire entre les deux groupes de personnes âgées identifiés sur base de leur mode de transition.

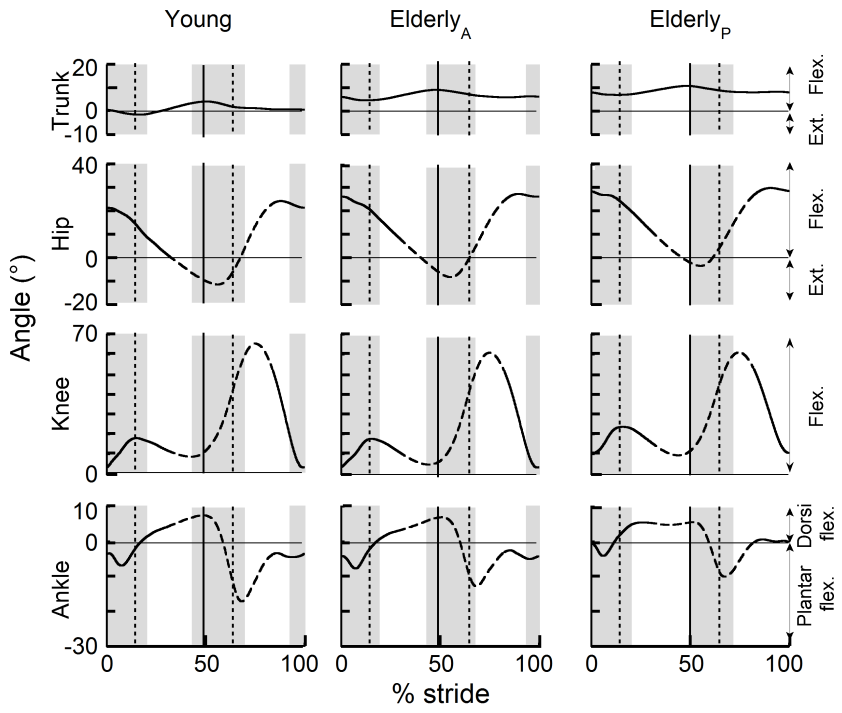


Figure 6-6. *Tracés du tronc, de la hanche, du genou et de la cheville des jeunes et des personnes âgées avec une phase de transition active (Elderly$_A$) et avec une phase de transition passive (Elderly$_P$). Tracés moyens provenant du côté droit des sujets durant un cycle de pas à 1.11 m.s^{-1}. Autres informations, voir figure 3-4.*

La Figure 6-6 présente le tracé moyen de l'angle de la hanche, du genou, de la cheville et de l'inclinaison du tronc durant un cycle de marche à 1.11 m.s^{-1} chez les jeunes et les deux groupes de personnes âgées tandis que la Figure 6-7 présente la valeur moyenne de l'inclinaison du tronc, du pic d'extension de hanche, de l'amplitude de la flexion plantaire du pied arrière durant la phase de transition et de la flexion du genou lors de la pose du pied au sol.

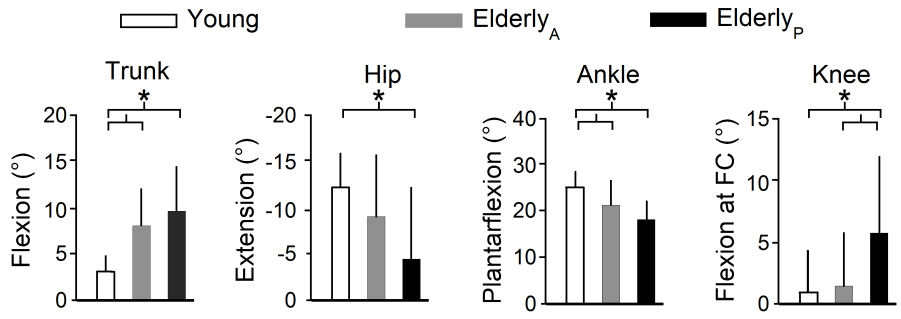


Figure 6-7*. Valeur moyenne de l'inclinaison du tronc, du pic d'extension de hanche, de l'amplitude de la flexion plantaire du pied arrière durant la phase de transition et de la flexion du genou lors de la pose du pied au sol. Une ANOVA à un facteur avec un post hoc de Bonferroni a été réalisée pour évaluer l'effet groupe ainsi que les différences significatives entre les groupes (PASW Statistics 21, SPSS, IBM, Armonk, NY, USA). La normalité des résidus a été vérifiée à partir d'un test de Kolmogorov-Smirnov test. (*) : p ≤ 0.05. Autres informations, voir figure 3-5.*

Au niveau du tronc, on retrouve une flexion importante pour les deux groupes de personnes âgées comme dans les Figures 3-4 et 3-5 du chapitre 2 (Figure 6-6 et 6-7). Au niveau de la hanche, le pic d'extension est significativement différent uniquement entre les personnes âgées présentant une transition passive et les jeunes adultes (Figure 6-6). La diminution d'extension de hanche avec l'âge observée dans le chapitre 2 semble donc provenir principalement du groupe marchant avec une transition passive. En effet, la Table 6-1 montre une corrélation entre l'extension de hanche et les paramètres caractérisant la transition dans le chapitre 4 (Vv_{min} par rapport à FC et ratio F_{FRONT}/F_{BACK}).

Au niveau du genou, la flexion du genou lors de la pose du pied au sol est significativement différente entre les personnes âgées présentant une transition passive et les jeunes adultes. Cette différence n'est pas présente

lorsqu'on compare les jeunes et les personnes âgées sans les distinguer sur base de leur mode de transition.

Au niveau de la cheville, les personnes âgées ayant une transition passive semblent également avoir un pattern modifié, notamment par une absence de flexion dorsale durant la phase de simple appui et une amplitude de flexion plantaire du pied arrière diminuée lors de la poussée (Figure 6-6). La diminution d'amplitude de flexion plantaire est significative pour les deux groupes de personnes âgées en comparaison des jeunes (Figure 6-7). Comme les fléchisseurs plantaires génèrent la poussée et accélèrent le centre de masse du corps, une diminution de la flexion plantaire révèle la recherche d'une vitesse du centre de masse plus uniforme dans le plan sagittal et frontal, facilitant le contrôle de l'équilibre (Tesio and Rota 2019).

Les personnes âgées avec une transition passive semblent avoir une position plus fléchie du tronc, de la hanche et du genou mais la différence entre les deux groupes de personnes âgées est significative uniquement au niveau du genou. Des études futures avec des cohortes plus importantes seront utiles pour confirmer nos observations sur les autres articulations. De plus, cette position fléchie est révélatrice d'un déficit d'équilibre car elle permet d'avoir une position du centre de masse corporel plus proche du sol rendant le système plus stable (Tesio and Rota 2019). La contraction des extenseurs de hanche et du genou fournissent un meilleur feedback proprioceptif (Tesio, Rota et al. 2017). Enfin, cette position fléchie n'influence pas l'amplitude des variations du déplacement du centre de masse illustré à la Figure 5-2.

La covariation cinématique segmentaire permet l'analyse du pattern de marche de manière globale en se basant sur la coordination des mouvements de la cuisse, de la jambe et du pied. L'effet de la vitesse sur la

covariation cinématique segmentaire chez la personne âgée dans le chapitre 3 a montré que la coordination entre le pied et la jambe à 1.11 $m.s^{-1}$ est modifiée avec l'âge avec une valeur d'u_{3t} moins importante chez les personnes âgées, comme illustré dans la Figure 4-2.

Lorsque l'on fait la même analyse en séparant le groupe de personnes âgées, on observe une diminution significative d'u_{3t} chez les personnes âgées avec une transition passive par rapport aux deux autres groupes (Figure 6-8). La diminution d'u_{3t} avec l'âge observée dans le chapitre 3 semble donc provenir principalement du groupe présentant une transition passive.

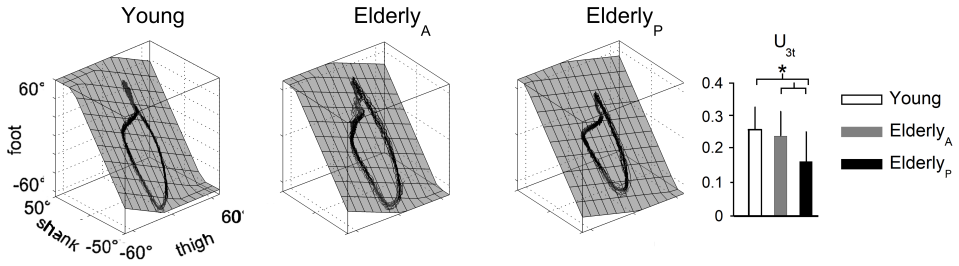


***Figure 6-8**. (Gauche) Exemple de boucle au sein d'un graphique 3D pour un jeune adulte de 26 ans, une personne âgée présentant une phase de transition active de 76 ans et une personne âgée présentant une phase de transition passive de 69 ans durant la marche à 1.11 $m.s^{-1}$. (Droite) Orientation du plan (u_{3t}) durant la marche à 1.11 $m.s^{-1}$ chez les jeunes, les personnes âgées présentant une transition active et les personnes âgées présentant une transition passive. Une ANOVA à un facteur avec un post hoc de Bonferroni a été réalisée pour évaluer l'effet groupe ainsi que les différences significatives entre les groupes (PASW Statistics 21, SPSS, IBM, Armonk, NY, USA). La normalité des résidus a été vérifiée à partir d'un test de Kolmogorov-Smirnov test. (*) : $p \leq 0.05$*

Dans l'introduction de la thèse et dans le chapitre 3, nous avons montré que plus les valeurs positives d'u_{3t} sont faibles, plus les oscillations du pied et de la jambe sont en phase. Selon Hafer and Boyer (2018), les oscillations du pied et de la jambe plus en phase sont liées à une cheville

montrant peu de mobilité, notamment durant la phase de simple appui. En effet, nous observons une diminution de la valeur d'u_{3t} et une absence de flexion dorsale durant la phase de simple appui chez les seniors présentant une transition passive (Figure 6-6). D'un autre côté, Schmitz, Silder et al. (2009) suggèrent que la diminution de la mobilité de la cheville durant la phase de simple appui provient d'une plus grande co-contraction des muscles de la cheville. Les études futures devraient évaluer si une transition passive est liée à une modification des amplitudes de la cheville et/ou à une augmentation des co-contractions des muscles de la cheville durant la phase de simple appui.

En 2014, (Martino, Ivanenko et al.) analysent la coordination segmentaire durant la marche ataxique. Ils observent une réduction d'u_{3t} chez les sujets présentant un trouble de l'équilibre. Cette modification est similaire à celle observée chez les personnes âgées avec une transition passive et peut donc mettre en évidence une stratégie de compensation pour assurer un contrôle de l'équilibre.

La Table 6-1 montre les corrélations entre les paramètres cinématiques et les paramètres liés à la vitesse, à l'équilibre statique et au mode de transition. Il y a de fortes corrélations entre les paramètres cinématiques et les paramètres caractérisant le mode de transition. Une position plus fléchie est associée à une augmentation du ratio F_{FRONT}/F_{BACK} et une diminution du délai entre Vv_{min} et la pose du pied au sol. Ainsi, similairement à la proposition du chapitre 2 d'utiliser un biofeedback basé sur le ratio F_{FRONT}/F_{BACK} pour maintenir/récupérer une transition active, l'utilisation de la cinématique pourrait être envisagée. De plus, ces études pourraient comparer l'influence du type de feedback (cinétique ou cinématique) sur ce maintien d'une transition active.

Table 6-1 Corrélation entre les paramètres cinématiques et les paramètres liés à la vitesse, à l'équilibre et à la phase de transition

		Paramètres liés à la vitesse		Equilibre statique		La phase de transition		Cinématique			
		Vitesse spontanée	Fréquence de pas	CoP yeux fermés	CoP pieds joints	Délai entre V_{vmin} et FC	F_{FRONT}/F_{BACK}	Flexion plantaire	Extension de hanche	Inclinaison du tronc	Flexion du genou
Cinématique	Flexion plantaire	-.110	-,346*	-.213	-.366	-,452**	-,468**				
	Extension de hanche	.395**	-.319*	-.359	-.234	-.480**	-.365**	.118			
	Inclinaison du tronc	-393**	.164	.267	.283	.497**	.358**	-.314*	.849**		
	Flexion du genou	-.114	.381**	.598**	.683**	.369**	.490**	-.237	.092	-.057	
Coordination segmentaire	u_{3t}	-.226	-.141	-.364	-.400*	-.372**	-.441**	.640**	.252	-.040	-0.450**

Corrélations de Pearson (*): $p \leq 0.05$, (**): $p \leq 0.01$.

La corrélation entre u_{3t} et la flexion plantaire présentée dans la Table 6-1 confirme le lien entre la cinématique de la cheville et la modification de la coordination segmentaire. La flexion du genou n'est pas corrélée aux paramètres cinématiques mais bien à l'équilibre statique et aux paramètres caractérisant la phase de transition. La position du genou semble révélatrice d'une modification du contrôle moteur à la fois lors de l'équilibre statique mais aussi durant la phase de transition.

Les résultats cinématiques confirment le rôle fondamental de la cheville sur le mode de transition illustré par les différences relevées au niveau des amplitudes articulaires et de la coordination entre le pied et la jambe. En parallèle, la similitude des résultats de la coordination segmentaire des personnes présentant une transition passive et des personnes ataxiques confirme le choix pertinent du mode de transition comme indicateur de risque de chute.

Causes possibles de transition passive chez la personne âgée

Dans le chapitre 4, nous avons identifié deux groupes de personnes âgées sur base de leur mode de transition. Les personnes âgées présentant une transition active ont gardé un pattern de marche proche de celui des jeunes adultes tandis que la présence d'une transition passive signe une modification du pattern de marche. Comme notre protocole expérimental ne prévoyait qu'une séance d'enregistrement pour chaque sujet, nos données ne permettent pas de mettre en évidence la manière dont cette modification se met en place. Cependant, dans les lignes qui suivent, nous essayerons de dégager des pistes pour trouver les causes d'une transition passive chez la personne âgée. Nos pistes, bien que spéculatives, permettront de proposer

des ajustements de notre protocole expérimental pour les études futures cherchant à identifier l'origine d'une transition passive chez la personne âgée.

Chastan, Westby et al. (2010) ont étudié l'influence des informations visuelles et somato-sensorielles perçues sur le mode de transition au sein d'une population de jeunes adultes. Ils ont montré que l'élimination des informations visuelles n'affecte pas le mode de transition tandis qu'une perturbation des informations somato-sensorielles de la plante du pied conduit à un mode de transition passif. Les auteurs concluent que des informations somato-sensorielles de bonne qualité sont essentielles pour maintenir un mode de transition active. La diminution des capacités sensorielles avec l'âge (Goble, Coxon et al. 2009, Eikema, Hatzitaki et al. 2012, de Dieuleveult, Siemonsma et al. 2017) pourrait donc être une première piste de cause de transition passive. La sensibilité de la plante du pied pourrait être évaluée à l'avenir dans ce type d'étude pour confirmer cette hypothèse. Le test de discrimination entre 2 points consistant à faire la différence entre 1 ou 2 stimuli appliqués à proximité l'un de l'autre est un outil possible pour l'évaluation de cette sensibilité.

Une deuxième piste est d'envisager l'influence du système nerveux central dans le mode de transition. En effet, Breniere and Bril (1998) ont étudié l'évolution du mode de transition chez des enfants âgés de quelques mois à 5 ans. Ils ont montré qu'une transition active n'apparaissait pas avant l'âge de 4-5 ans. Selon eux, l'acquisition d'une phase de transition active résulterait d'un processus de maturation et d'apprentissage du contrôle moteur se développant sur plusieurs années. Dans le même ordre d'idées, Cappellini, Ivanenko et al. (2016) ont montré une modification de la coordination segmentaire chez les enfants : les enfants âgés d'un an

présentant une valeur d'u_{3t} inférieure à celles des enfants plus âgés (Figure 6-9). Ce changement reflèterait également le développement du contrôle moteur de la marche (Cheron, Bouillot et al. 2001). En conclusion, nous proposons que la similitude de coordination segmentaire entre les jeunes enfants et celle observée chez les personnes âgées avec une transition passive est une indication du rôle du système nerveux central sur le mode de transition.

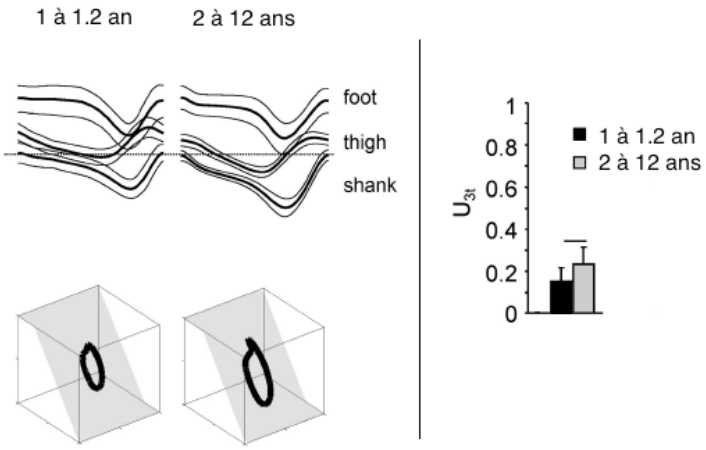


Figure 6-9*.La covariation cinématique segmentaire. Angles d'élévation (moyenne +/- SD) du pied, de la cuisse et de la jambe durant un cycle de marche. Exemple de boucle au sein d'un graphique 3D pour un enfant de 1,1 an et un enfant de 6,2 ans. Orientation du plan (u_{3t}) durant la marche observée chez les jeunes enfants de 1 à 1,2 ans et chez des enfants âgés de 2 à 12 ans. Figure modifiée d'après Cappellini, Ivanenko et al. (2016).*

Une autre indication provient de l'analyse de la marche clinique. En effet, Demain, Westby et al. (2014) ont étudié une population de personnes âgées présentant des troubles de la marche et de l'équilibre dont l'origine reste inconnue. Ce trouble est dénommé dans la littérature anglophone « Higher-Level Gait Disorders » (HLGD). Ces patients présentent une marche

précautionneuse avec des troubles fonctionnels de la mobilité, une grande peur de tomber et des réponses posturales anormales (Giladi, Herman et al. 2005). Demain, Westby et al. (2014) ont montré que les patients HLGD présentent une atrophie bilatérale de la région locomotrice mésencéphalique et que cette atrophie est corrélée au mode de transition : plus l'atrophie est importante, moins la transition est anticipée (Figure 6-10).

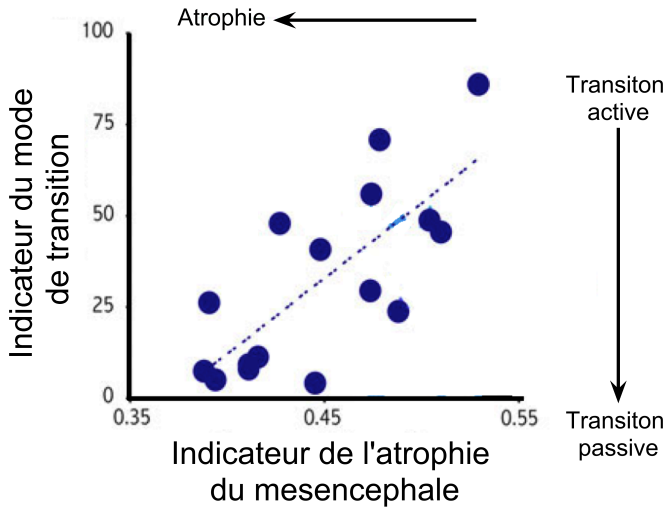


Figure 6-10. *Lien entre le mode de transition et l'atrophie du mésencéphale. Figure simplifiée d'après Demain, Westby et al. (2014). Indicateur du mode de transition : une valeur nulle équivaut à une transition passive Plus la valeur est élevée, plus la transition est anticipée. Indicateur de l'atrophie du mésencéphale : valeur proportionnelle au volume du mésencéphale. Plus la valeur est petite, plus l'atrophie est importante.*

Selon ces auteurs, les modifications de la phase de transition et les troubles de la marche et de l'équilibre pourraient venir d'une lésion et/ou d'un dysfonctionnement du réseau reliant le cortex primaire et la région locomotrice mésencéphalique. Dans le même ordre d'idées, Chastan,

Westby et al. (2009) se sont intéressés à la marche des patients parkinsoniens. Ces patients présentent également une diminution de l'anticipation de la transition par rapport à la pose du pied avant au sol. Lorsque l'on stimule la *substantia negra*, noyau du système nerveux situé au niveau du mésencéphale, l'anticipation est similaire à celle des jeunes adultes. En d'autres mots, la stimulation permet de modifier le mode de transition, c'est-à-dire de passer d'une transition passive à une transition active. A la vue des résultats de Demain, Westby et al. (2014) et Chastan, Westby et al. (2009), les personnes présentant une phase de transition passive pourraient avoir des lésions et/ou une atrophie du mésencéphale. Ainsi, le mésencéphale devrait être évalué en parallèle avec le mode de transition dans les études futures. En conclusion, selon nous, la (ré) apparition de la phase de transition passive chez les personnes âgées peut être le signe d'une dégénérescence du système nerveux central et d'un désapprentissage du contrôle moteur.

En plus de proposer des pistes pour les études futures, un autre objectif de ce paragraphe est d'éviter une interprétation simplifiée selon laquelle la présence d'une transition passive proviendrait d'une perte de force des fléchisseurs plantaires. La marche est un mécanisme complexe et le pattern de marche est l'expression finale du contrôle locomoteur influencé par de multiples facteurs. Ainsi, on pourrait encore envisager d'autres pistes pour identifier l'origine d'une transition passive comme par exemple, une modification de la raideur articulaire ou, comme suggéré précédemment, une augmentation des co-contractions.

Au niveau des implications cliniques, l'origine neurologique potentielle de la modification de la marche chez certaines personnes âgées peut avoir des répercussions sur la rééducation proposée. En effet, on

pourrait penser que l'unique origine de la diminution de poussée produite durant la flexion plantaire de cheville, serait une faiblesse musculaire (Baumgartner, Koehler et al. 1998), avec pour conséquence que la majorité des interventions conventionnelles comprennent renforcement musculaire et développement de la puissance développée (Beijersbergen, Granacher et al. 2013). Néanmoins, l'unique renforcement des muscles du membre inférieur ne semble pas permettre d'améliorer la marche des personnes âgées (Beijersbergen, Granacher et al. 2013) tandis que les programmes d'exercices de proprioception diminuent le nombre de chutes au sein de la population âgée (Perez-Ros, Martinez-Arnau et al. 2016). En ce sens, un nouveau moyen de rééducation pourrait être le réapprentissage d'un pattern de marche présentant une transition active. Parmi les différents moyens possibles, on peut imaginer l'utilisation de biofeedback; le ratio F_{FRONT}/F_{BACK}, l'hodographe et la cinématique sont des riches indicateurs du pattern de marche qui pourraient être utilisés dans ce but.

Perspectives futures

Retombées

Le premier algorithme, celui de détection du double contact, nous a permis de déterminer la durée entre le début du double contact et le début de la transition, de délimiter le début et la fin des cycles de pas afin de normaliser les tracés de cinétique et cinématique et de mesurer la fréquence du pas. De plus, en définissant l'instant de la pose du pied, cet algorithme nous a aussi permis de définir le mode de transition et d'identifier les deux groupes de personnes âgées. L'algorithme est déjà utilisé dans les études

nécessitant de connaître de manière précise les limites des phases de simple et de double contact comme par exemple dans l'étude de Dewolf, Ivanenko et al. (2017). Le deuxième algorithme, celui de détermination des composantes verticales des forces de réaction au sol sous chaque pied, permet la mesure de la contribution du pied arrière et du pied avant durant la transition. Cet algorithme pourra être utilisé dans les futures études s'intéressant à la transition durant la marche à partir de mesures provenant de plateformes de force ou d'un tapis roulant instrumenté. D'un point de vue commercial, l'algorithme est déjà implémenté au sein des logiciels d'acquisition et d'analyse de la marche sur tapis roulant instrumenté (Gaitway 3D, h/p/cosmos© & Arsalis©).

Le mode de transition, le F_{RONT}/F_{BACK} ratio et l'hodographe présentés dans le chapitre 2 sont des paramètres qui pourraient être utiles pour la détection de modifications précoces du pattern de marche. Au niveau clinique, des futures études pourront confirmer l'intérêt d'utiliser les nouveaux paramètres proposés au sein d'autres populations que celles étudiées ici, par exemple, comme indicateurs précoces d'apparition ou d'évolution de pathologies chez des patients ayant des troubles neurologiques.

Le mode de transition développé dans le chapitre 4 nous a permis d'identifier deux groupes au sein de la population âgée en fonction de leur transition. Des études futures devraient évaluer la valeur prédictive du mode de transition dans le risque de première chute à partir d'études prospectives. De plus, le rôle du système nerveux périphérique et du système nerveux central dans la transition devrait être approfondi comme déjà suggéré par Yiou, Caderby et al. (2017).

Pistes d'approfondissement

Au cours de cette discussion générale, nous avons proposé différentes pistes d'approfondissement pour des études futures s'intéressant à la phase de transition chez la personne âgée. Les lignes qui suivent en reprennent succinctement les différents éléments.

Une première adaptation du protocole expérimental est d'inclure l'évaluation des capacités physiques de la population âgée par l'utilisation du questionnaire SF-36 ou par un test à l'effort afin d'évaluer le lien entre la capacité physique et le mode de transition. Une deuxième adaptation est la mise en place d'une étude prospective avec un large échantillon de personnes âgées. Cette étude devrait être menée pendant plusieurs mois afin d'évaluer le nombre de premières chutes dans l'année qui a suivi l'enregistrement. Elle permettrait aussi de tester notre hypothèse selon laquelle les personnes âgées avec une phase de transition passive présentent un risque de chute plus important. Une troisième adaptation est le recours à un système permettant de bloquer la cheville uniquement lors de la poussée au début de la transition. Ce système permettrait de vérifier l'hypothèse selon laquelle une phase de transition passive provient d'une diminution de la poussée du pied arrière plutôt que de la pose précoce du pied avant. Une quatrième adaptation est d'inclure l'évaluation de la sensibilité de la plante du pied par le test de discrimination ainsi que l'évaluation d'une lésion et/ou d'un dysfonctionnement et/ou d'une atrophie du mésencéphale. Ces évaluations permettraient de tester l'hypothèse selon laquelle la présence d'une transition passive est d'origine neurologique. Une dernière adaptation est l'évaluation du mode de transition sur d'autres tranches d'âge que celles présentes dans cette thèse. En effet, selon Rasmussen, Caspi et al. (2019),

les personnes qui ont tendance à marcher plus lentement à 45 ans présentent des signes de vieillissement prématuré tant sur le plan physique que cognitif. Dans l'introduction, nous avons mentionné que la vitesse spontanée de marche diminue avec l'âge et plus particulièrement à partir de 65 ans. De manière similaire, la transition passive pourrait apparaître progressivement. Nous avons ciblé une population âgée de moins de 30 ans et de plus de 65 ans mais il pourrait être informatif d'évaluer le mode de transition sur un continuum.

Au niveau du traitement des données, une analyse des composantes antéropostérieures et latérales à partir du nouvel algorithme de décomposition proposé par Bastien, Gosseye et al. (2019) permettrait de mettre en évidence la contribution de chaque pied à l'accélération du centre de masse vers l'avant et à sa stabilité latérale en fonction du mode de transition. Maintenant que le nouvel indicateur permet d'identifier deux groupes de personnes âgées, d'autres aspects pourraient être étudiés pour comparer ces groupes, notamment en utilisant la dynamique inverse afin de déterminer si une transition passive est associée à une diminution de puissance au niveau de la cheville. En effet, les fléchisseurs plantaires fournissent la puissance mécanique la plus importante durant la marche en comparaison aux autres muscles. Cette puissance, principalement développée durant la poussée du pied arrière, a un rôle dominant dans la génération de l'énergie mécanique dépensée pour déplacer le centre de masse corporel (Tesio and Rota 2019).

Tout au long de cette thèse, nous avons essayé de proposer un nouvel indicateur de chute sur base de la composante verticale des forces de réaction au sol. Cet indicateur ne nécessite qu'un tapis roulant mesurant la composante verticale des forces de réaction au sol et ne nécessite pas

l'utilisation d'un système cinématique. Cependant, l'appropriation d'indicateurs provenant des laboratoires en clinique est laborieuse. Les principaux obstacles à cette appropriation sont le peu de valeur ajoutée d'une analyse en laboratoire par rapport à une analyse visuelle et le caractère abstrait des paramètres proposés du point de vue des cliniciens (Tesio and Rota 2019). Selon nous, l'évaluation du mode de transition évite ces écueils et pourrait être incluse dans les batteries de tests cliniques standards dans les années à venir.

Bibliographie

Adamczyk, P. G. and A. D. Kuo (2009). Redirection of center-of-mass velocity during the step-to-step transition of human walking. *Journal of Experimental Biology* **212**, 2668-2678.

Alcock, L., N. Vanicek and T. D. O'Brien (2013). Alterations in gait speed and age do not fully explain the changes in gait mechanics associated with healthy older women. *Gait and Posture* **37**, 586-592.

Altman, A. R., D. S. Reisman, J. S. Higginson and I. S. Davis (2012). Kinematic comparison of split-belt and single-belt treadmill walking and the effects of accommodation. *Gait and Posture* **35**, 287-291.

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

Aminian, K., B. Najafi, C. Bula, P. F. Leyvraz and P. Robert (2002). Spatio-temporal parameters of gait measured by an ambulatory system using miniature gyroscopes. *Journal of Biomechanics* **35**, 689-699.

Anderson, D. E. and M. L. Madigan (2014). Healthy older adults have insufficient hip range of motion and plantar flexor strength to walk like healthy young adults. *Journal of Biomechanics* **47**, 1104-1109.

Aprigliano, F., D. Martelli, P. Tropea, G. Pasquini, S. Micera and V. Monaco (2017). Ageing does not affect the intralimb coordination elicited by slip-like perturbation of different intensities. *Journal of Neurophysiology* jn.00844.02016.

Ballaz, L., M. Raison and C. Detrembleur (2013). Decomposition of the vertical ground reaction forces during gait on a single force plate. *Journal of Musculoskeletal and Neuronal Interactions* **13**, 236-243.

Barela, J. A., J. Whitall, P. Black and J. E. Clark (2000). An examination of constraints affecting the intralimb coordination of hemiparetic gait. *Human Movement Science* **19**, 251-273.

Barliya, A., L. Omlor, M. A. Giese and T. Flash (2009). An analytical formulation of the law of intersegmental coordination during human locomotion. *Experimental Brain Research* **193**, 371-385.

Bastien, G. J., T. P. Gosseye and M. Penta (2019). A robust machine learning enabled decomposition of shear ground reaction forces during the double contact phase of walking. *Gait and Posture* **73**, 221-227.

Bastien, G. J., N. C. Heglund and B. Schepens (2003). The double contact phase in walking children. *Journal of Experimental Biology* **206**, 2967-2978.

Bauby, C. E. and A. D. Kuo (2000). Active control of lateral balance in human walking. *Journal of Biomechanics* **33**, 1433-1440.
Baumgartner, R. N., K. M. Koehler, D. Gallagher, L. Romero, S. B. Heymsfield, R. R. Ross, P. J. Garry and R. D. Lindeman (1998). Epidemiology of sarcopenia among the elderly in New Mexico. *American Journal of Epidemiology* **147**, 755-763.
Begg, R. K. and S. M. Rahman (2000). A method for the reconstruction of ground reaction force-time characteristics during gait from force platform recordings of simultaneous foot falls. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* **47**, 547-551.
Begg, R. K. and W. A. Sparrow (2006). Ageing effects on knee and ankle joint angles at key events and phases of the gait cycle. *Journal of Medical Engineering and Technology* **30**, 382-389.
Beijersbergen, C. M., U. Granacher, A. A. Vandervoort, P. DeVita and T. Hortobagyi (2013). The biomechanical mechanism of how strength and power training improves walking speed in old adults remains unknown. *Ageing Research Reviews* **12**, 618-627.
Berg, K. O., S. L. Wood-Dauphinee, J. I. Williams and B. Maki (1992). Measuring balance in the elderly: validation of an instrument. *Canadian Journal of Public Health* **83,** S7-11.
Bernshtein, N. A. (1967). "The co-ordination and regulation of movements."
Bianchi, L., D. Angelini, G. P. Orani and F. Lacquaniti (1998). Kinematic coordination in human gait: Relation to mechanical energy cost. *Journal of Neurophysiology* **79**, 2155-2170.
Blake, A. J., K. Morgan, M. J. Bendall, H. Dallosso, S. B. Ebrahim, T. H. Arie, P. H. Fentem and E. J. Bassey (1988). Falls by elderly people at home: prevalence and associated factors. *Age and Ageing* **17**, 365-372.
Bleyenheuft, C. and C. Detrembleur (2012). Kinematic covariation in pediatric, adult and elderly subjects: Is gait control influenced by age? *Clinical Biomechanics* **27**, 568-572.
Bohannon, R. W. (1997). Comfortable and maximum walking speed of adults aged 20-79 years: reference values and determinants. *Age and Ageing* **26**, 15-19.
Bohannon, R. W. (1997). Reference values for extremity muscle strength obtained by hand-held dynamometry from adults aged 20 to 79 years. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* **78**, 26-32.
Bohannon, R. W. and A. Williams Andrews (2011). Normal walking speed: a descriptive meta-analysis. *Physiotherapy* **97**, 182-189.

Bongers, K. T., Y. Schoon, M. J. Graauwmans, H. J. Schers, R. J. Melis and M. G. Olde Rikkert (2015). The predictive value of gait speed and maximum step length for falling in community-dwelling older persons. *Age and Ageing* **44**, 294-299.
Borghese, N. A., L. Bianchi and F. Lacquaniti (1996). Kinematic deferminants of human locomotion. *Journal of Physiology* **494**, 863-879.
Boulgarides, L. K., S. M. McGinty, J. A. Willett and C. W. Barnes (2003). Use of clinical and impairment-based tests to predict falls by community-dwelling older adults. *Physical Therapy* **83**, 328-339.
Boyer, K. A., T. P. Andriacchi and G. S. Beaupre (2012). The role of physical activity in changes in walking mechanics with age. *Gait and Posture* **36**, 149-153.
Boyer, K. A., R. T. Johnson, J. J. Banks, C. Jewell and J. F. Hafer (2017). Systematic review and meta-analysis of gait mechanics in young and older adults. *Experimental Gerontology* **95**, 63-70.
Brach, J. S., J. E. Berlin, J. M. VanSwearingen, A. B. Newman and S. A. Studenski (2005). Too much or too little step width variability is associated with a fall history in older persons who walk at or near normal gait speed. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation* **2**, 21.
Breniere, Y. and B. Bril (1998). Development of postural control of gravity forces in children during the first 5 years of walking. *Experimental Brain Research* **121**, 255-262.
Browne, M. G. and J. R. Franz (2017). Does dynamic stability govern propulsive force generation in human walking? *Royal Society Open Science* **4**, 171673.
Cappellini, G., Y. P. Ivanenko, G. Martino, M. J. MacLellan, A. Sacco, D. Morelli and F. Lacquaniti (2016). Immature Spinal Locomotor Output in Children with Cerebral Palsy. *Frontiers in Physiology* **7**, 478.
Catavitello, G., Y. Ivanenko and F. Lacquaniti (2018). A kinematic synergy for terrestrial locomotion shared by mammals and birds. *Elife* **7**.
Cavagna, G. A. (1975). Force platforms as ergometers. *Journal of Applied Physiology* **39**, 174-179.
Chang, J. T., S. C. Morton, L. Z. Rubenstein, W. A. Mojica, M. Maglione, M. J. Suttorp, E. A. Roth and P. G. Shekelle (2004). Interventions for the prevention of falls in older adults: systematic review and meta-analysis of randomised clinical trials. *BMJ* **328**, 680.
Chastan, N., B. Debono, D. Maltete and J. Weber (2008). Discordance between measured postural instability and absence of clinical symptoms in

Parkinson's disease patients in the early stages of the disease. *Movement Disorders Journal* **23**, 366-372.
Chastan, N., M. C. Do, F. Bonneville, F. Torny, F. Bloch, G. W. Westby, D. Dormont, Y. Agid and M. L. Welter (2009). Gait and balance disorders in Parkinson's disease: impaired active braking of the fall of centre of gravity. *Movement Disorders Journal* **24**, 188-195.
Chastan, N., G. W. Westby, S. T. du Montcel, M. C. Do, R. K. Chong, Y. Agid and M. L. Welter (2010). Influence of sensory inputs and motor demands on the control of the centre of mass velocity during gait initiation in humans. *Neuroscience Letters* **469**, 400-404.
Chastan, N., G. W. Westby, J. Yelnik, E. Bardinet, M. C. Do, Y. Agid and M. L. Welter (2009). Effects of nigral stimulation on locomotion and postural stability in patients with Parkinson's disease. *Brain* **132**, 172-184.
Cheron, G., E. Bouillot, B. Dan, A. Bengoetxea, J. P. Draye and F. Lacquaniti (2001). Development of a kinematic coordination pattern in toddler locomotion: planar covariation. *Experimental Brain Research* **137**, 455-466.
Chong, R. K., N. Chastan, M. L. Welter and M. C. Do (2009). Age-related changes in the center of mass velocity control during walking. *Neuroscience Letters* **458**, 23-27.
Christ, C. B., R. A. Boileau, M. H. Slaughter, R. J. Stillman, J. A. Cameron and B. H. Massey (1992). Maximal voluntary isometric force production characteristics of six muscle groups in women aged 25 to 74 years. *American Journal of Human Biology* **4**, 537-545.
Chung, M. J. and M. J. J. Wang (2010). The change of gait parameters during walking at different percentage of preferred walking speed for healthy adults aged 20-60 years. *Gait and Posture* **31**, 131-135.
Cofré, L. E., N. Lythgo, D. Morgan and M. P. Galea (2011). Aging modifies joint power and work when gait speeds are matched. *Gait and Posture* **33**, 484-489.
Davis, B. L. and P. R. Cavanagh (1993). Decomposition of superimposed ground reaction forces into left and right force profiles. *Journal of Biomechanics* **26**, 593-597.
Davis, R. B., S. Õunpuu, D. Tyburski and J. R. Gage (1991). A gait analysis data collection and reduction technique. *Human Movement Science* **10**, 575-587.
de Dieuleveult, A. L., P. C. Siemonsma, J. B. van Erp and A. M. Brouwer (2017). Effects of Aging in Multisensory Integration: A Systematic Review. *Frontiers in Aging Neuroscience* **9**, 80.

De Witt, J. K. (2010). Determination of toe-off event time during treadmill locomotion using kinematic data. *Journal of Biomechanics* **43**, 3067-3069.
Deandrea, S., E. Lucenteforte, F. Bravi, R. Foschi, C. La Vecchia and E. Negri (2010). Risk factors for falls in community-dwelling older people: a systematic review and meta-analysis. *Epidemiology* **21**, 658-668.
Demain, A., G. W. Westby, S. Fernandez-Vidal, C. Karachi, F. Bonneville, M. C. Do, C. Delmaire, D. Dormont, E. Bardinet, Y. Agid, N. Chastan and M. L. Welter (2014). High-level gait and balance disorders in the elderly: a midbrain disease? *Journal of Neurology* **261**, 196-206.
Detrembleur, C., A. van den Hecke and F. Dierick (2000). Motion of the body centre of gravity as a summary indicator of the mechanics of human pathological gait. *Gait and Posture* **12**, 243-250.
DeVita, P. and T. Hortobagyi (2000). Age causes a redistribution of joint torques and powers during gait. *Journal of Applied Physiology (1985)* **88**, 1804-1811.
Dewolf, A. H., Y. Ivanenko, K. E. Zelik, F. Lacquaniti and P. A. Willems (2018). Kinematic patterns while walking on a slope at different speeds. *Journal of Applied Physiology (1985)*.
Dewolf, A. H., Y. P. Ivanenko, F. Lacquaniti and P. A. Willems (2017). Pendular energy transduction within the step during human walking on slopes at different speeds. *PLoS One* **12**, e0186963.
Dierick, F., M. Penta, D. Renaut and C. Detrembleur (2004). A force measuring treadmill in clinical gait analysis. *Gait and Posture* **20**, 299-303.
Donelan, J. M., R. Kram and A. D. Kuo (2002). Mechanical work for step-to-step transitions is a major determinant of the metabolic cost of human walking. *Journal of Experimental Biology* **205**, 3717-3727.
Edginton Bigelow, K. and N. Berme (2010). Development of a Protocol for Improving the Clinical Utility of Posturography as a Fall-Risk Screening Tool. *The Journals of Gerontology: Series A* **66A**, 228-233.
Eikema, D. J., V. Hatzitaki, D. Tzovaras and C. Papaxanthis (2012). Age-dependent modulation of sensory reweighting for controlling posture in a dynamic virtual environment. *Age* **34**, 1381-1392.
Elftman, H. (1939). Forces and energy changes in the leg during walking. *American Journal of Physiology* -- Legacy Content **125**, 339-356.
Ferrucci, L., R. Cooper, M. Shardell, E. M. Simonsick, J. A. Schrack and D. Kuh (2016). Age-Related Change in Mobility: Perspectives From Life Course Epidemiology and Geroscience. *The journals of gerontology. Series A, Biological sciences and medical sciences* **71**, 1184-1194.

Forner Cordero, A., H. J. Koopman and F. C. van der Helm (2004). Use of pressure insoles to calculate the complete ground reaction forces. *Journal of Biomechanics* **37**, 1427-1432.
Franz, J. R. (2016). The Age-Associated Reduction in Propulsive Power Generation in Walking. *Exercise and Sport Sciences Reviews* **44**, 129-136.
Franz, J. R. and R. Kram (2012). The effects of grade and speed on leg muscle activations during walking. *Gait and Posture* **35**, 143-147.
Franz, J. R. and R. Kram (2013). Advanced age affects the individual leg mechanics of level, uphill, and downhill walking. *Journal of Biomechanics* **46**, 535-540.
Franz, J. R. and R. Kram (2014). Advanced age and the mechanics of uphill walking: a joint-level, inverse dynamic analysis. *Gait and Posture* **39**, 135-140.
Gates, S., L. A. Smith, J. D. Fisher and S. E. Lamb (2008). Systematic review of accuracy of screening instruments for predicting fall risk among independently living older adults. *Journal of Rehabilitation Research & Development* **45**, 1105-1116.
Genin, J. J., P. A. Willems, G. A. Cavagna, R. Lair and N. C. Heglund (2010). "Biomechanics of locomotion in Asian elephants. *Journal of Experimental Biology* **213**, 694-706.
Gerdhem, P., K. A. Ringsberg, K. Akesson and K. J. Obrant (2005). Clinical history and biologic age predicted falls better than objective functional tests. *Journal of Clinical Epidemiology* **58**, 226-232.
Giest, T. N. and Y. H. Chang (2016). Biomechanics of the human walk-to-run gait transition in persons with unilateral transtibial amputation. *Journal of Biomechanics* **49**, 1757-1764.
Giladi, N., T. Herman, G. Reider, II, T. Gurevich and J. M. Hausdorff (2005). Clinical characteristics of elderly patients with a cautious gait of unknown origin. *Journal of Neurology* **252**, 300-306.
Gillespie, L. D., M. C. Robertson, W. J. Gillespie, S. E. Lamb, S. Gates, R. G. Cumming and B. H. Rowe (2009). Interventions for preventing falls in older people living in the community. *Cochrane Library: Cochrane Reviews* **2**, CD007146.
Gimmon, Y., R. Riemer, H. Rashed, A. Shapiro, R. Debi, I. Kurz and I. Melzer (2015). "Age-related differences in pelvic and trunk motion and gait adaptability at different walking speeds. *Journal of Electromyography and Kinesiology* **25**, 791-799.
Goble, D. J., J. P. Coxon, N. Wenderoth, A. Van Impe and S. P. Swinnen (2009). Proprioceptive sensibility in the elderly: Degeneration,

functional consequences and plastic-adaptive processes. *Neuroscience and Biobehavioral Reviews* **33**, 271-278.
Grabiner, M. D., J. W. Feuerbach, T. M. Lundin and B. L. Davis (1995). Visual guidance to force plates does not influence ground reaction force variability. *Journal of Biomechanics* **28**, 1115-1117.
Hafer, J. F. and K. A. Boyer (2018). Age related differences in segment coordination and its variability during gait." *Gait and Posture* **62**, 92-98.
Hausdorff, J. M., Z. Ladin and J. Y. Wei (1995). Footswitch system for measurement of the temporal parameters of gait. *Journal of Biomechanics* **28**, 347-351.
Hausdorff, J. M., D. A. Rios and H. K. Edelberg (2001). Gait variability and fall risk in community-living older adults: a 1-year prospective study. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* **82**, 1050-1056.
Hernandez, A., A. Silder, B. C. Heiderscheit and D. G. Thelen (2009). Effect of age on center of mass motion during human walking. *Gait and Posture* **30**, 217-222.
Herssens, N., E. Verbecque, A. Hallemans, L. Vereeck, V. Van Rompaey and W. Saeys (2018). Do spatiotemporal parameters and gait variability differ across the lifespan of healthy adults? A systematic review. *Gait and Posture* **64**, 181-190.
Hollman, J. H., E. M. McDade and R. C. Petersen (2011). Normative spatiotemporal gait parameters in older adults. *Gait and Posture* **34**, 111-118.
Honeine, J. L., M. Schieppati, O. Gagey and M. C. Do (2013). The functional role of the triceps surae muscle during human locomotion. *PLoS One* **8**, e52943.
Honeine, J. L., M. Schieppati, O. Gagey and M. C. Do (2014). By counteracting gravity, triceps surae sets both kinematics and kinetics of gait. *Physiological Reports* **2**, e00229.
Huang, T. W., K. A. Shorter, P. G. Adamczyk and A. D. Kuo (2015). Mechanical and energetic consequences of reduced ankle plantar-flexion in human walking. *Journal of Experimental Biology* **218**, 3541-3550.
Ivanenko, Y. P., G. Cappellini, N. Dominici, R. E. Poppele and F. Lacquaniti (2007). Modular control of limb movements during human locomotion. *Journal of Neuroscience* **27**, 11149-11161.
Janssen, D., W. I. Schollhorn, K. M. Newell, J. M. Jager, F. Rost and K. Vehof (2011). Diagnosing fatigue in gait patterns by support vector machines and self-organizing maps. *Human Movement Science* **30**, 966-975.

Judge, J. O., R. B. Davis, 3rd and S. Ounpuu (1996). Step length reductions in advanced age: the role of ankle and hip kinetics. *The journals of gerontology. Series A, Biological sciences and medical sciences* **51**, M303-312.
Kang, H. G. and J. B. Dingwell (2008). Effects of walking speed, strength and range of motion on gait stability in healthy older adults. *Journal of Biomechanics* **41**, 2899-2905.
Karlsson, M. K., T. Vonschewelov, C. Karlsson, M. Coster and B. E. Rosengen (2013). Prevention of falls in the elderly: a review. *Scandinavian Journal of Public Health* **41**, 442-454.
Kelso, J. A. (1984). Phase transitions and critical behavior in human bimanual coordination. *The American Journal of Physiology* **246**(6 Pt 2): R1000-1004.
Kerrigan, D. C., L. W. Lee, J. J. Collins, P. O. Riley and L. A. Lipsitz (2001). Reduced hip extension during walking: healthy elderly and fallers versus young adults. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* **82**, 26-30.
Kerrigan, D. C., L. W. Lee, T. J. Nieto, J. D. Markman, J. J. Collins and P. O. Riley (2000). Kinetic alterations independent of walking speed in elderly fallers. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* **81**, 730-735.
Kerrigan, D. C., M. K. Todd, U. Della Croce, L. A. Lipsitz and J. J. Collins (1998). Biomechanical gait alterations independent of speed in the healthy elderly: evidence for specific limiting impairments. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* **79**, 317-322.
Kim, S. and S. Park (2012). The oscillatory behavior of the CoM facilitates mechanical energy balance between push-off and heel strike. *Journal of Biomechanics* **45**, 326-333.
Kimura A, A., K, Mochimaru M, Ushiba J, Tomita Y (2006). The method for the reconstruction of surimposed ground reaction forces and center of pressures of gait during double contact phase. *Ninth International Symposium on the 3-D Analysis of Human Movement*. Valencienne.
Kiss, R. M. (2010). Comparison between kinematic and ground reaction force techniques for determining gait events during treadmill walking at different walking speeds. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* **32**, 662-667.
Ko, S., S. M. Ling, J. Winters and L. Ferrucci (2009). Age-related mechanical work expenditure during normal walking: the Baltimore Longitudinal Study of Aging. *Journal of Biomechanics* **42**, 1834-1839.

Konig, N., W. R. Taylor, G. Armbrecht, R. Dietzel and N. B. Singh (2014). Identification of functional parameters for the classification of older female fallers and prediction of 'first-time' fallers. *J R Soc Interface* **11**, 20140353.
Koopman, B., H. J. Grootenboer and H. J. de Jongh (1995). An inverse dynamics model for the analysis, reconstruction and prediction of bipedal walking. *Journal of Biomechanics* **28**, 1369-1376.
Kopke, S. and G. Meyer (2006). The Tinetti test: Babylon in geriatric assessment. *Z Gerontol Geriatr* **39**, 288-291.
Kram, R., T. M. Griffin, J. M. Donelan and Y. H. Chang (1998). Force treadmill for measuring vertical and horizontal ground reaction forces. *Journal of Applied Physiology* **85**, 764-769.
Kuo, A. D. and J. M. Donelan (2010). Dynamic principles of gait and their clinical implications. *Physical Therapy* **90**, 157-174.
Kuo, A. D., J. M. Donelan and A. Ruina (2005). Energetic consequences of walking like an inverted pendulum: step-to-step transitions. *Exercise and Sport Sciences Reviews* **33**, 88-97.
Lazarus, N. R. and S. D. R. Harridge (2017). Declining performance of master athletes: silhouettes of the trajectory of healthy human ageing? *The Journal of Physiology* **595**, 2941-2948.
Lee, H. J., W. H. Chang, B. O. Choi, G. H. Ryu and Y. H. Kim (2017). Age-related differences in muscle co-activation during locomotion and their relationship with gait speed: a pilot study. *BMC Geriatrics* **17**, 1-8.
Leurs, F., A. Bengoetxea, A. M. Cebolla, C. De Saedeleer, B. Dan and G. Cheron (2012). Planar covariation of elevation angles in prosthetic gait. *Gait and Posture* **35**, 647-652.
Lord, S., B. Galna and L. Rochester (2013). Moving forward on gait measurement: toward a more refined approach. *Movement Disorders Journal* **28**, 1534-1543.
MacLellan, M. J., N. Dupré and B. J. McFadyen (2011). Increased obstacle clearance in people with ARCA-1 results in part from voluntary coordination changes between the thigh and shank segments. *Cerebellum* **10**, 732-744.
Maki, B. E. (1997). Gait changes in older adults: predictors of falls or indicators of fear. *J Am Geriatr Soc* **45**, 313-320.
Maki, B. E., P. J. Holliday and A. K. Topper (1994). A prospective study of postural balance and risk of falling in an ambulatory and independent elderly population. *J Gerontol* **49**, 72-84.

Malatesta, D., M. Canepa and A. Menendez Fernandez (2017). The effect of treadmill and overground walking on preferred walking speed and gait kinematics in healthy, physically active older adults. *European Journal of Applied Physiology* **117**, 1833-1843.
Mansfield, A. and G. M. Lyons (2003). The use of accelerometry to detect heel contact events for use as a sensor in FES assisted walking. *Medical Engineering & Physics* **25**, 879-885.
Martino, G., Y. P. Ivanenko, M. Serrao, A. Ranavolo, A. d'Avella, F. Draicchio, C. Conte, C. Casali and F. Lacquaniti (2014). Locomotor patterns in cerebellar ataxia. *Journal of Neurophysiology* **112**, 2810-2821.
Melzer, I., N. Benjuya and J. Kaplanski (2004). Postural stability in the elderly: a comparison between fallers and non-fallers. *Age and Ageing* **33**, 602-607.
Menz, H. B., S. R. Lord and R. C. Fitzpatrick (2003). Age-related differences in walking stability. *Age and Ageing* **32**, 137-142.
Meurisse, G. M., G. J. Bastien and B. Schepens (2019). Effect of age and speed on the step-to-step transition phase during walking. *Journal of Biomechanics* **83**, 253-259.
Meurisse, G. M., G. J. Bastien and B. Schepens (2019). The step-to-step transition mode: A potential indicator of first-fall risk in elderly adults? *PLoS One* **14**, e0220791.
Meurisse, G. M., F. Dierick, B. Schepens and G. J. Bastien (2016). Determination of the vertical ground reaction forces acting upon individual limbs during healthy and clinical gait. *Gait and Posture* **43**, 245-250.
Middleton, A., G. D. Fulk, T. M. Herter, M. W. Beets, J. Donley and S. L. Fritz (2016). Self-Selected and Maximal Walking Speeds Provide Greater Insight Into Fall Status Than Walking Speed Reserve Among Community-Dwelling Older Adults. *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation* **95**, 475-482.
Miodonska, Z., P. Stepien, P. Badura, B. Choroba, J. Kawa, J. Derejczyk and E. Pietka (2018). Inertial data-based gait metrics correspondence to Tinetti Test and Berg Balance Scale assessments. *Biomedical Signal Processing and Control* **44**, 38-47.
Monaco, V., L. A. Rinaldi, G. Macrì and S. Micera (2009). During walking elders increase efforts at proximal joints and keep low kinetics at the ankle. *Clinical Biomechanics* **24**, 493-498.
Moreira, B. S., R. F. Sampaio and R. N. Kirkwood (2015). Spatiotemporal gait parameters and recurrent falls in community-dwelling

elderly women: a prospective study. *Brazilian Journal of Physical Therapy* **19**, 61-69.
Muir, B. C., J. M. Haddad, M. J. H. Heijnen and S. Rietdyk (2015). Proactive gait strategies to mitigate risk of obstacle contact are more prevalent with advancing age. *Gait and Posture* **41**, 233-239.
Neptune, R. R., F. E. Zajac and S. A. Kautz (2004). Muscle force redistributes segmental power for body progression during walking. *Gait and Posture* **19**, 194-205.
Noble, J. W. and S. D. Prentice (2008). Intersegmental coordination while walking up inclined surfaces: Age and ramp angle effects. *Experimental Brain Research* **189**, 249-255.
Nutt, J. G., C. D. Marsden and P. D. Thompson (1993). Human walking and higher-level gait disorders, particularly in the elderly. *Neurology* **43**, 268-279.
O'Connor, C. M., S. K. Thorpe, M. J. O'Malley and C. L. Vaughan (2007). Automatic detection of gait events using kinematic data. *Gait and Posture* **25**, 469-474.
Ochi, A., S. Yokoyama, T. Abe, K. Yamada, H. Tateuchi and N. Ichihashi (2014). Differences in muscle activation patterns during step recovery in elderly women with and without a history of falls. *Aging Clinical and Experimental Research* **26**, 213-220.
Oggero, E., G. Pagnacco, D. R. Morr, S. R. Simon and N. Berme (1997). Probability of valid gait data acquisition using currently available force plates. *Biomed Sci Instrum* **34**, 392-397.
OMS. (2016). Rapport mondial sur le vieillissement et la santé. Retrieved 1 mars 2019, 2019, from https://apps.who.int/iris/handle/10665/206556.
Ortega, J. D. and C. T. Farley (2007). Individual limb work does not explain the greater metabolic cost of walking in elderly adults. *Journal of Applied Physiology (1985)* **102**, 2266-2273.
Panella, L., R. Lombardi, A. Buizza, R. Gandolfi and P. Pizzagalli (2002). Towards objective quantification of the Tinetti test. *Funct Neurol* **17**, 25-30.
Park, S. H. (2018). Tools for assessing fall risk in the elderly: a systematic review and meta-analysis. *Aging Clinical and Experimental Research* **30**, 1-16.
Perell, K. L., A. Nelson, R. L. Goldman, S. L. Luther, N. Prieto-Lewis and L. Z. Rubenstein (2001). Fall risk assessment measures: an analytic review. *The journals of gerontology. Series A, Biological sciences and medical sciences* **56**, M761-766.

Perez-Ros, P., F. M. Martinez-Arnau, V. Malafarina and F. J. Tarazona-Santabalbina (2016). A one-year proprioceptive exercise programme reduces the incidence of falls in community-dwelling elderly people: A before-after non-randomised intervention study. *Maturitas* **94**, 155-160.

Podsiadlo, D. and S. Richardson (1991). The timed "Up & Go": a test of basic functional mobility for frail elderly persons. *Journal American Geriatric Society* **39**,142-148.

Pozo, J., G. Bastien and F. Dierick (2011). Execution time, kinetics, and kinematics of the mae-geri kick: comparison of national and international standard karate athletes. *J Sports Sci* **29**, 1553-1561.

Rasmussen, L. J. H., A. Caspi, A. Ambler, J. M. Broadbent, H. J. Cohen, T. d'Arbeloff, M. Elliott, R. J. Hancox, H. Harrington, S. Hogan, R. Houts, D. Ireland, A. R. Knodt, K. Meredith-Jones, M. C. Morey, L. Morrison, R. Poulton, S. Ramrakha, L. Richmond-Rakerd, M. L. Sison, K. Sneddon, W. M. Thomson, A. R. Hariri and T. E. Moffitt (2019). Association of Neurocognitive and Physical Function With Gait Speed in Midlife. *JAMA Netw Open* **2**, e1913123.

Ren, L., R. K. Jones and D. Howard (2008). Whole body inverse dynamics over a complete gait cycle based only on measured kinematics. *Journal of Biomechanic* **41**, 2750-2759.

Richardson, C. A., N. W. Glynn, L. G. Ferrucci and D. C. Mackey (2015). Walking energetics, fatigability, and fatigue in older adults: the study of energy and aging pilot. *The journals of gerontology. Series A, Biological sciences and medical sciences* **70**, 487-494.

Robinovitch, S. N., F. Feldman, Y. Yang, R. Schonnop, P. M. Leung, T. Sarraf, J. Sims-Gould and M. Loughin (2013). Video capture of the circumstances of falls in elderly people residing in long-term care: an observational study. *Lancet* **381**, 47-54.

Roerdink, M., B. H. Coolen, B. H. Clairbois, C. J. Lamoth and P. J. Beek (2008). Online gait event detection using a large force platform embedded in a treadmill. *Journal of Biomechanics* **41**(12): 2628-2632.

Ruhe, A., R. Fejer and B. Walker (2010). The test-retest reliability of centre of pressure measures in bipedal static task conditions--a systematic review of the literature. *Gait and Posture* **32**, 436-445.

Samadi, B., M. Raison, L. Ballaz and S. Achiche (2017). Decomposition of three-dimensional ground-reaction forces under both feet during gait. *Journal of Musculoskeletal and Neuronal Interactions* **17**, 283-291.

Schloemer, S. A., J. A. Thompson, A. Silder, D. G. Thelen and R. A. Siston (2017). Age-Related Differences in Gait Kinematics, Kinetics, and Muscle Function: A Principal Component Analysis. *Ann Biomed Eng* **45**, 695-710.

Schmitz, A., A. Silder, B. Heiderscheit, J. Mahoney and D. G. Thelen (2009). Differences in lower-extremity muscular activation during walking between healthy older and young adults. *J Electromyogr Kinesiol* **19**, 1085-1091.

Shumway-Cook, A. and M. Woollacott (1995). *Motor control : theory and practical applications* Baltimore (Md.) : Williams and Wilkins.

Snijders, A. H., B. P. van de Warrenburg, N. Giladi and B. R. Bloem (2007). Neurological gait disorders in elderly people: clinical approach and classification. *Lancet Neurol* **6**, 63-74.

Stenroth, L., S. Sipila, T. Finni and N. J. Cronin (2017). Slower Walking Speed in Older Men Improves Triceps Surae Force Generation Ability. *Medicine & Science in Sports & Exercise* **49**, 158-166.

Sterling, D. A., J. A. O'Connor and J. Bonadies (2001). Geriatric falls: injury severity is high and disproportionate to mechanism. *J Trauma* **50**, 116-119.

Stoquart, G. G., C. Detrembleur, S. Palumbo, T. Deltombe and T. M. Lejeune (2008). Effect of botulinum toxin injection in the rectus femoris on stiff-knee gait in people with stroke: a prospective observational study. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* **89**, 56-61.

Tesio, L. and V. Rota (2008). Gait analysis on split-belt force treadmills: validation of an instrument. *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation* **87**, 515-526.

Tesio, L. and V. Rota (2019). The Motion of Body Center of Mass During Walking: A Review Oriented to Clinical Applications. *Front Neurol* **10**, 999.

Tesio, L., V. Rota, C. Malloggi, L. Brugliera and L. Catino (2017). Crouch gait can be an effective form of forced-use/no constraint exercise for the paretic lower limb in stroke. *Int J Rehabil Res* **40**, 254-267.

Thompson, J. D., P. Plummer and J. R. Franz (2018). Age and falls history effects on antagonist leg muscle coactivation during walking with balance perturbations. *Clinical biomechanics (Bristol, Avon)* **59**, 94-100.

Tinetti, M. E. (1986). Performance-oriented assessment of mobility problems in elderly patients. *J Am Geriatr Soc* **34**, 119-126.

Tinetti, M. E. and C. Kumar (2010). The patient who falls: "It's always a trade-off. *Journal of the American Medical Association* **303**, 258-266.

Tinetti, M. E., M. Speechley and S. F. Ginter (1988). Risk factors for falls among elderly persons living in the community. *The New England Journal of Medicine* **319**, 1701-1707.
Tinetti, M. E., T. F. Williams and R. Mayewski (1986). Fall risk index for elderly patients based on number of chronic disabilities. *The American Journal of Medicine* **80**, 429-434.
Trappe, S., P. Gallagher, M. Harber, J. Carrithers, J. Fluckey and T. Trappe (2003). Single muscle fibre contractile properties in young and old men and women. *The Journal of Physiology* **552**, 47-58.
Tromp, A. M., S. M. Pluijm, J. H. Smit, D. J. Deeg, L. M. Bouter and P. Lips (2001). Fall-risk screening test: a prospective study on predictors for falls in community-dwelling elderly. *Journal of Clinical Epidemiology* **54**, 837-844.
Verghese, J., R. Holtzer, R. B. Lipton and C. Wang (2009). Quantitative gait markers and incident fall risk in older adults. *The journals of gerontology. Series A, Biological sciences and medical sciences* **64**, 896-901.
Verkerke, G. J., A. L. Hof, W. Zijlstra, W. Ament and G. Rakhorst (2005). Determining the centre of pressure during walking and running using an instrumented treadmill. *Journal of Biomechanics* **38**, 1881-1885.
Villeger, D., A. Costes, B. Watier and P. Moretto (2014). An algorithm to decompose ground reaction forces and moments from a single force platform in walking gait. *Medical Engineering & Physics* **36**, 1530-1535.
Voermans, N. C., A. H. Snijders, Y. Schoon and B. R. Bloem (2007). Why old people fall (and how to stop them). *Practical Neurology* **7**, 158-171.
Ware, J. E., Jr. and C. D. Sherbourne (1992). The MOS 36-item short-form health survey (SF-36). I. Conceptual framework and item selection. *Medical Care* **30**, 473-483.
Watt, J. R., J. R. Franz, K. Jackson, J. Dicharry, P. O. Riley and D. C. Kerrigan (2010). A three-dimensional kinematic and kinetic comparison of overground and treadmill walking in healthy elderly subjects. *Clinical biomechanics (Bristol, Avon)* **25**, 444-449.
Wearing, S. C., S. R. Urry and J. E. Smeathers (2000). The effect of visual targeting on ground reaction force and temporospatial parameters of gait." *Clinical biomechanics (Bristol, Avon)* **15**, 583-591.
Welter, M. L., M. C. Do, N. Chastan, F. Torny, F. Bloch, S. T. du Montcel and Y. Agid (2007). Control of vertical components of gait during

initiation of walking in normal adults and patients with progressive supranuclear palsy. *Gait and Posture* **26**, 393-399.
White, S. C., H. J. Yack, C. A. Tucker and H. Y. Lin (1998). Comparison of vertical ground reaction forces during overground and treadmill walking. *Medicine & Science in Sports & Exercise* **30**, 1537-1542.
Winter, D. A. (1995). Human balance and posture control during standing and walking. *Gait and Posture*, **3**, 193-214.
Winter, D. A., A. E. Patla, J. S. Frank and S. E. Walt (1990). Biomechanical walking pattern changes in the fit and healthy elderly. *Physical Therapy* **70**, 340-347.
Wu, G. and P. R. Cavanagh (1995). ISB recommendations for standardization in the reporting of kinematic data. *Journal of Biomechanics* **28**(10): 1257-1261.
Yardley, L. and H. Smith (2002). A prospective study of the relationship between feared consequences of falling and avoidance of activity in community-living older people. *Gerontologist* **42**(1): 17-23.
Yiou, E., T. Caderby, A. Delafontaine, P. Fourcade and J. L. Honeine (2017). Balance control during gait initiation: State-of-the-art and research perspectives. *World Journal of Orthopedics* **8**(11): 815-828.
Zeni, J. A., Jr., J. G. Richards and J. S. Higginson (2008). Two simple methods for determining gait events during treadmill and overground walking using kinematic data. *Gait and Posture* **27**(4): 710-714.