Adaptabilité du processus d'initiation de la marche dans le plan frontal : effets de la surcharge et de la vitesse

Teddy Caderby

▶ **To cite this version:**

Teddy Caderby. Adaptabilité du processus d'initiation de la marche dans le plan frontal : effets de la surcharge et de la vitesse. Physiologie [q-bio.TO]. Université de la Réunion, 2013. Français. NNT : 2013LARE0039 . tel-04315043

HAL Id: tel-04315043

https://theses.hal.science/tel-04315043

Submitted on 30 Nov 2023

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

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

UNIVERSITÉ DE LA REUNION

Ecole Doctorale « Sciences Technologies Santé »

THÈSE

Pour obtenir le grade de :

DOCTEUR DE L'UNIVERSITÉ DE LA RÉUNION

Discipline : **Sciences et Techniques des Activités Physiques et Sportives**

Présentée par

Teddy CADERBY

ADAPTABILITÉ DU PROCESSUS D'INITIATION DE LA MARCHE DANS LE PLAN FRONTAL
Effets de la surcharge et de la vitesse

Sous la direction de Georges Dalleau et d'Eric Yiou

Soutenue publiquement le 29 novembre 2013

JURY

M. Harry BOYER, PU, Université de La Réunion	Examinateur
M. Georges DALLEAU, PU, Université de La Réunion	Directeur
M. Serge LE BOZEC, PU, Université Paris-Sud 11	Rapporteur
M. Aleksandar RODIĆ, PU, Institute Mihailo Pupin	Examinateur
M. Patrice ROUGIER, PU, Université de Savoie	Rapporteur
M. Eric YIOU, MCF-HDR, Université Paris-Sud 11	Co-directeur

A mes parents et à mes frères,
Pour tous leurs sacrifices et leur soutien indéfectible.

A Laëtitia,
Pour son amour et toutes ses concessions.

« Ce qui fait l'homme, c'est sa grande faculté d'adaptation. »
Socrate

REMERCIEMENTS

Je tiens tout d'abord à remercier le Professeur Serge Le Bozec et le Professeur Patrice Rougier qui m'ont fait l'honneur d'accepter de juger et de rapporter ce travail. Je remercie aussi le Professeur Harry Boyer et le Professeur Aleksandar Rodić d'avoir accepté de faire partie du jury de cette thèse.

Mes sincères remerciements au Professeur Georges Dalleau pour son encadrement et pour toute la confiance qu'il m'a accordée au cours de ces 3 années de thèse, et même bien avant (Licence et Master). Ses qualités scientifiques et humaines en font un exemple pour moi. Il a su me transmettre sa passion pour la recherche, passion qui m'a conduit à me lancer dans ce projet. Ce travail de thèse n'aurait jamais pu voir le jour sans lui.

Mes remerciements s'adressent également au Dr. Eric Yiou qui a co-dirigé cette thèse. Sa grande implication et son niveau d'expertise dans le domaine m'ont été précieux pour mener à bien ce projet. Merci Eric pour tout le temps que tu m'as accordé. J'espère que nous aurons encore l'occasion de travailler ensemble.

Merci à Bruno Bonazzi, l'ingénieur dont tous les labos rêveraient d'avoir. Ses compétences techniques et sa capacité de création m'ont permises à chaque fois de mener mes expérimentations dans d'excellentes conditions.

Merci à « Nico » pour sa sympathie, mais aussi pour son aide durant cette thèse. Ton soutien m'a permis de terminer ce projet dans de bonnes conditions.

Je tiens à remercier Paul Allard, Mickaël Begon et les membres du laboratoire S2M de m'avoir accueilli chez eux et de m'avoir permis de réaliser une de mes expérimentations au sein de leur « lab ». A très bientôt, j'espère !

Mes remerciements aux membres du département STAPS de l'Université de La Réunion qui ont su créer les conditions favorables pour la réalisation de ce travail.

Merci à tous les sujets qui ont bien voulu participer aux différentes expérimentations et sans qui cette étude aurait été impossible.

Je m'excuse par avance pour ceux qui ne se seraient pas retrouvés dans les lignes ci-dessus, et les assure de toute ma sympathie.

Cette thèse a été financée par un contrat doctoral de l'Université de La Réunion.

Table des matières

Préambule 13

Partie 1. Cadre Théorique 15

1. Le maintien de la posture debout 17

1.1. Posture et équilibre 17

1.2. Maintien de la posture debout et stabilité posturale 18

2. Coordination entre posture et mouvement 24

2.1. Mouvement volontaire et perturbation posturale 24

2.2. Les ajustements posturaux 26

2.3. Les ajustements posturaux anticipateurs (APA) 28

2.3.1. Rôles fonctionnels des APA 29

2.3.2. Origine et organisation des APA 32

2.3.3. Adaptabilité des APA 34

2.4. Concept de capacité posturo-cinétique 38

3. Initiation de la marche 40

3.1. Définition et description 40

3.1.1. Caractérisation dynamique et électromyographique des APA 41

3.1.2. Caractérisation dynamique et électromyographique de l'exécution du pas 43

3.2. Rôles des APA dans le processus d'initiation de la marche 44

4. Influence de la vitesse de marche sur l'organisation biomécanique du processus d'initiation de la marche 49

5. Influence d'une surcharge sur le processus d'initiation de la marche 53

6. Influence de l'asymétrie de répartition de la masse corporelle sur le processus d'initiation de la marche 48

6.1. Influence d'une déficience unilatérale sur le processus d'initiation de la marche 55

6.2. Influence d'une posture asymétrique sur le processus d'initiation de la marche 52

6.3. Influence d'une charge additionnelle asymétrique sur la coordination entre posture et mouvement 61

Partie 2. Problématique et méthodologie générale 63

1. Problématique 64

2. Méthodologie générale 67

2.1. Les participants 67

2.2. Matériels et protocole expérimental 67

2.3. Analyse des données 69
2.3.1. Le centre de pression 70
2.3.2. Le centre de masse 71
2.4. Les évènements temporels 71
2.5. Les paramètres mesurés 72

Partie 3. Présentation des travaux 75
Etude 1. Influence d'une surcharge sur l'organisation biomécanique de l'initiation de la marche 76
1. RÉSUMÉ 77
2. INTRODUCTION 78
3. MÉTHODES 80
3.1. Sujets 80
3.2. Dispositif expérimental et protocole 81
3.3. Les variables dépendantes 82
3.4. Analyse statistique 83
4. RÉSULTATS 83
5. DISCUSSION 85

Etude 2. Influence de changements dans la répartition du poids sur les appuis induits par un port de charge asymétrique sur l'organisation biomécanique de l'initiation de la marche dans le plan frontal 89
1. RÉSUMÉ 90
2. INTRODUCTION 91
3. MÉTHODES 93
3.1. Sujets 93
3.2. Dispositif expérimental et protocole 93
3.3. Variables dépendantes 94
3.4. Analyse statistique 95
4. RÉSULTATS 95
5. DISCUSSION 101

Etude 3. Influence de la vitesse de marche sur le contrôle de la stabilité médiolatérale durant l'initiation de la marche 106
1. RÉSUMÉ 107
2. INTRODUCTION 108
3. MÉTHODES 109
3.1. Sujets 109

3.2. Dispositif expérimental et protocole 109
3.3. Analyse des données 110
3.4. Les variables dépendantes 111
3.5. Analyse statistique 112
4. RÉSULTATS 113
4.1. Vitesse de progression vers l'avant à la fin du pas 113
4.2. Effets de la vitesse sur les paramètres posturaux 113
5. DISCUSSION 119

Etude 4. Détection de l'événement du décollement du talon oscillant en utilisant des données de plateforme de force 124
1. RÉSUMÉ 125
2. INTRODUCTION 126
3. MÉTHODES 127
3.1. Sujets 127
3.2. Dispositif expérimental et protocole 127
3.3. Analyse des données 128
3.4. Analyse statistique 129
4. RÉSULTATS 131
5. DISCUSSION 133
6. CONCLUSION 135

Partie 4. Conclusion générale et perspectives 136

Références bibliographiques 142

Annexes 162

Liste des abréviations

AP	Antéropostérieur(e)
ML	Médiolatéral(e)
APA	Ajustements posturaux anticipateurs
APA AP	Ajustements posturaux anticipateurs selon l'axe antéropostérieur
APA ML	Ajustements posturaux anticipateurs selon l'axe médiolatéral
COM	Centre de masse
COP	Centre de pression
SNC	Système nerveux central
DT	Instant du décollement du talon de la jambe oscillante
DP	Instant du décollement du pied de la jambe oscillante
CP	Instant du contact du pied de la jambe oscillante avec le sol

Préambule

La posture debout est une attitude fondamentale pour l'autonomie de l'individu. En effet, celle-ci est essentielle pour la réalisation de la plupart de nos tâches quotidiennes (e.g., mouvements orientés vers un but, locomotion, etc.). Bien que cela puisse paraître simple, le maintien de la posture debout s'avère être une activité particulièrement complexe. Cette difficulté est liée notamment au fait que l'Homme évolue dans un champ gravitationnel. Il est ainsi constamment soumis à l'attraction gravitationnelle qui le déséquilibre en permanence en l'attirant vers le centre de la Terre. Une autre difficulté est liée à la perturbation induite par la mobilisation des segments corporels. D'un point de vue mécanique, les forces internes produites pour réaliser un mouvement génèrent des forces de réaction au reste du corps, ce qui a pour effet de déséquilibrer l'individu.

Face à ces différentes perturbations, l'Homme doit nécessairement contrôler son équilibre afin d'évoluer efficacement dans son environnement et surtout afin d'éviter une chute. Ce contrôle de l'équilibre serait principalement réalisé par le système nerveux central (SNC) (Horak et Macpherson, 1996). Ce dernier coordonnerait les actions segmentaires de manière à contrebalancer les perturbations de l'équilibre. Ces actions segmentaires stabilisatrices sont généralement qualifiées d'« ajustements posturaux » (Gahéry et Massion, 1981). Ces ajustements posturaux peuvent intervenir avant la perturbation (Bouisset et Zattara, 1981), i.e. par anticipation, et/ou en réponse à la perturbation, i.e. en réaction (Horak et Nashner, 1986). Le SNC est ainsi capable de développer différents mécanismes pour parvenir à maintenir l'équilibre et permettre à l'individu de réaliser au mieux ses activités. Ces mécanismes de stabilisation sont propres à la tache motrice réalisée.

Dans le cadre de cette thèse, nous nous intéresserons plus particulièrement à la tâche d'initiation de la marche, qui correspond à la transition de la posture debout stationnaire à l'activité de marche. L'initiation de la marche représente une tâche fonctionnelle fréquemment exécutée dans la vie quotidienne. Cette tâche est connue pour être particulièrement difficile pour le contrôle de l'équilibre parce que l'individu doit transiter d'un appui bipodal à un appui unipodal pour exécuter le premier pas. Ce challenge postural peut probablement expliquer les chutes fréquentes survenant chez la personne âgée durant cette tâche (Robinovitch et al., 2013).

Le transfert du poids vers un appui unipodal implique un contrôle de l'équilibre par le SNC et ceci particulièrement dans le plan frontal ou encore selon l'axe mediolateral (ML). Bien que le SNC développe des mécanismes pour stabiliser le corps dans la direction ML durant l'initiation de la marche (Lyon et Day, 1997; McIlroy et Maki, 1999), il est essentiel que ceux-ci puissent être modulés de façon adaptative en fonction des contraintes posturales internes (i.e. propres à l'état du corps ; e.g., pathologie, vieillissement, fatigue,…) et externes (i.e. liées à l'environnement ; e.g., relief, surcharge,…) afin que l'équilibre soit préservé. L'objectif général de cette thèse est d'étudier l'adaptabilité des mécanismes de stabilisation posturale ML au cours de la tâche d'initiation de la marche. Nos études expérimentales s'intéressent plus précisément à l'adaptabilité de ces mécanismes à la surcharge (contrainte posturale externe) et à la vitesse de marche (contrainte posturale interne).

Cette thèse s'articule en 4 parties:

Une première partie sera consacrée à une revue de littérature. Nous présenterons les éléments théoriques généraux pour la compréhension du contrôle de l'équilibre en position debout. Ensuite, nous décrirons le processus d'initiation de la marche et les mécanismes de stabilisation associés. Nous nous intéresserons également aux facteurs qui peuvent influencer ce processus.

Dans une seconde partie, nous présenterons la problématique et la méthodologie générale et commune aux différentes études.

Les études expérimentales de ce travail de thèse seront regroupées dans une troisième partie. Les études 1 et 2 seront consacrées à l'effet de la surcharge et l'étude 3 à l'effet de la vitesse de marche sur les mécanismes liés à la stabilisation posturale dans le plan frontal. Enfin, confrontés à l'appropriation de ces résultats par les cliniciens, nous avons développé une nouvelle méthode pour étudier les événements liés à l'initiation de la marche dans une quatrième étude.

Enfin, dans une quatrième partie, nous tenterons d'apporter une conclusion et également quelques orientations pour de futures recherches.

Partie 1

Cadre Théorique

Publication entrant dans le cadre de cette partie :

Yiou E, **Caderby T,** Hussein T (2012). Adaptability of anticipatory postural adjustments associated with voluntary movement. A review. *World Journal of Orthopedics* 3(6): 75-86.

1. Le maintien de la posture debout

1.1. Posture et équilibre

La posture est classiquement définie comme la position relative de l'ensemble des segments corporels à un instant donné (Paillard, 1976; Thomas, 1940). L'être humain est ainsi capable d'adopter une infinité de postures (Fig. 1), avec comme seules limites celles étant définies par les lois de la physique et par le système musculo-squelettique.

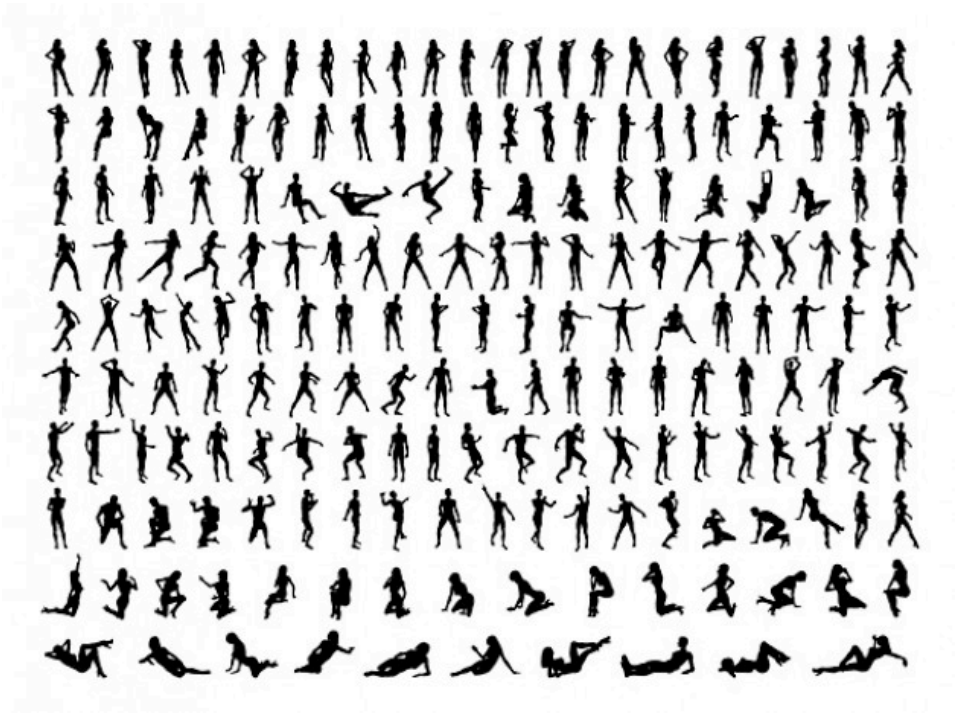

Figure 1. *Illustration de la diversité des postures pouvant être adoptées par l'Homme.*

La posture est une notion intimement liée à la notion d'équilibre. En effet, la conservation d'une posture est le résultat du maintien du corps en équilibre. En mécanique, l'équilibre (statique) d'un corps solide est caractérisé par deux conditions. La première condition provient de la deuxième loi de Newton relative à la dynamique d'un mouvement en translation. La deuxième provient de la loi d'Euler relative à la dynamique d'un mouvement en rotation. D'après ces lois, un corps est en équilibre par rapport à un référentiel galiléen (1) si la résultante des forces

extérieures (F_{EXT}) est nulle et (2) si le moment résultant de ces forces extérieures (M_{EXT}) par rapport à n'importe quel point est nul:

$$F_{EXT} = 0 \qquad (1)$$

$$M_{EXT} = 0 \qquad (2)$$

Ces conditions sont associées à deux principes fondamentaux : le principe de l'inertie (1ère loi de Newton) et le principe de l'action et de la réaction (3ème loi de Newton). Le principe de l'inertie en translation indique qu'un corps reste immobile ou conserve un mouvement rectiligne uniforme aussi longtemps qu'aucune force extérieure ne vient modifier son état. Autrement dit, un corps initialement au repos par rapport au milieu extérieur ne peut être mis en mouvement que par l'application d'une force extérieure (Gray, 1968). On peut faire la même analogie pour un mouvement en rotation.

Selon le principe de l'action et de la réaction (ou principe des actions réciproques) deux corps solides en contact exercent l'un sur l'autre toujours des forces opposées c'est-à-dire égales en intensité mais en sens contraires. Un corps en contact uniquement avec le sol subira une force du sol opposée à toute force que ce corps exercera. Si ce corps n'agit que par le biais de son propre poids sur le sol, alors le sol exercera une force équivalente au poids.

L'équilibre du corps humain ne déroge pas à ces lois de la mécanique. Ainsi, les conditions énoncées plus haut doivent nécessairement être remplies pour que l'individu soit en équilibre, élément fondamental pour parvenir à maintenir une posture donnée dans le temps. Le poids et la force de réaction au sol doivent alors avoir la même ligne d'action pour éviter tout mouvement en rotation. Ces principes mécaniques sont utilisés ci-après pour comprendre comment l'individu parvient à maintenir la posture debout.

1.2. Maintien de la posture debout et stabilité posturale

Comme toutes les espèces, l'Homme possède une posture de référence. Selon Paillard (1971), cette posture de référence est la posture érigée. Cette dernière

constitue indéniablement une des postures les plus fondamentales pour l'être humain (d'où son appellation « attitude fondamentale » (Bouisset et Maton(1995)). En effet, le maintien de la station debout est essentiel pour réaliser la plupart de nos activités quotidiennes, comme les tâches impliquant uniquement les membres supérieurs (préhension, manutention, etc.) ou encore les tâches locomotrices (marche, course, etc.).

Lorsque l'individu se tient debout sur ses deux pieds et sans aucun autre contact avec l'environnement extérieur, le corps est soumis uniquement à deux forces. Une force qui représente le poids de l'individu et une autre qui représente la résultante des forces de réaction au sol. Le poids, qui s'applique au centre de masse (COM) du corps, agit en attirant le corps vers le centre de la terre. A l'inverse, la résultante des forces de réaction soutient le corps et s'applique au centre de pression (COP), qui représente le barycentre des forces de réaction du sol. D'un point de vue mécanique, l'équilibre en posture debout (ou posture orthostatique) est satisfait (1) si ces deux forces sont opposées et égales en intensité et (2) si leurs lignes d'actions sont alignées. En se basant sur le principe de l'action et de la réaction, énoncé plus haut, nous pouvons considérer que l'équilibre postural debout est satisfait lorsque les positions du COM et du COP sont alignées sur la verticale gravitaire.

Par ailleurs, le corps humain est un solide composé de plusieurs segments mobiles. Par conséquent, il est nécessaire, en plus de la condition précédente, que les centres de rotation articulaires et les COM de chaque segment soient alignés sur la verticale gravitaire afin que l'équilibre statique soit satisfait. Durant la posture debout « commode » (posture verticale avec les pieds côte à côte, Fig. 2), la plupart des centres articulaires ne sont pas alignés sur la verticale gravitaire, principalement à cause de la forme des os qui composent le squelette humain (Bouisset et Maton, 1995). Par exemple, la position du COM du corps se projette en avant de l'axe passant par les deux chevilles (environ 2 à 5 cm chez des sujets sains), ce qui a pour conséquence de créer un moment de force autour de cette même articulation qui tend à faire basculer le corps vers l'avant. Pour maintenir la posture debout, il est ainsi nécessaire que les moments gravitaires qui agissent au niveau des articulations soient contrebalancés par des actions musculaires. Chez l'Homme, le maintien de la posture érigée implique l'activation quasi-isométrique de différents muscles du plan corporel postérieur. Ces muscles sont principalement les fléchisseurs plantaires de la cheville

(en particulier le *soleus*), les mucles ischio-jambiers et les extenseurs du rachis (Okada, 1972; Okada et Fujiwara, 1983). Ces muscles sont généralement qualifiés de « muscles posturaux » (Carlsöö, 1961).

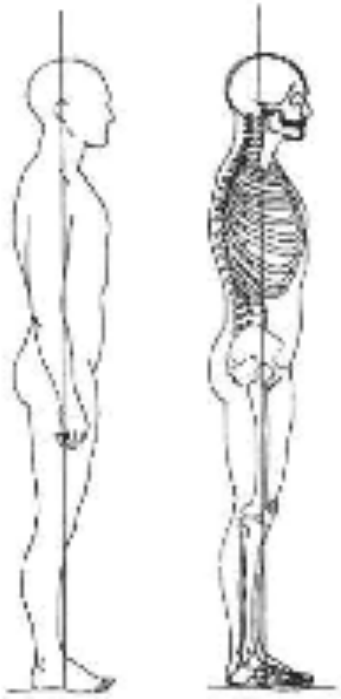

Figure 2. *Illustration de la posture debout « commode » et représentation de la ligne gravitaire par rapport aux principales articulations (d'après Basmajian et De Luca, 1985).*

Malgré la présence de cette activité tonique des muscles posturaux qui agit pour lutter contre la gravité (souvent qualifiée de « tonus postural » (Massion et al., 1997)), l'équilibre statique au sens strict n'existe pas chez l'être humain en posture érigée. Les mouvements respiratoires, l'activité du muscle cardiaque, la circulation sanguine et les fluctuations de la commande motoneuronale constituent autant de phénomènes qui vont induire des perturbations cycliques de la posture (Bouisset et Duchene, 1994; Hamaoui et al., 2010; Hunter et Kearney, 1981; Thomas et Whitney, 1959). Pour maintenir la posture orthostatique, l'individu doit donc constamment corriger les écarts du corps à sa position d'équilibre (sans jamais parvenir à y rester, en témoignent l'existence des oscillations posturales). Ce contrôle de l'équilibre est assuré par un ensemble de réseaux neuronaux qui s'organisent à des niveaux périphériques (moelle épinière) et supra spinaux (tronc cérébral et cortex) (Horak et Macpherson, 1996). Ces réseaux neuronaux s'appuient sur les diverses informations

sensorielles (i.e., visuelles, proprioceptives, vestibulaires et tactiles) pour coordonner les actions segmentaires de manière à contrebalancer les perturbations internes et externes de l'équilibre. Il est à noter que la raideur du système neuromusculaire contribue également au maintien de la posture érigée chez l'Homme (Rougier et Caron, 2000; Winter et al., 1998; Winter et al., 2001). Cependant, cette raideur n'est pas suffisante pour maintenir à elle seule l'équilibre orthostatique (Loram et Lakie, 2002; Morasso et Schieppati, 1999). Ainsi, le maintien de la station debout nécessite chez l'être humain un contrôle actif permanent du système nerveux central (SNC).

Le comportement moteur qui assure le maintien de la station debout chez l'Homme est souvent assimilé à un pendule inversé (Gage et al., 2004; Gurfinkel, 1973; Nashner, 1971; Winter, 1995). En effet, durant la posture debout « commode », le corps se comporte pratiquement comme un solide oscillant en bloc autour de l'articulation de la cheville. Cette modélisation, appelée le « modèle du pendule inversé », a permis de comprendre que le COM semble être la variable « contrôlée » et le COP la variable « de contrôle » durant la posture orthostatique. Plus clairement, la position du COP serait modulée par le système neuromusculaire dans le but de maintenir la projection du COM dans la base de support (Fig. 3), correspondant à la surface délimitée par les appuis en contact avec le sol. Selon ce modèle, un déplacement du COP dans une direction génère une accélération du COM dans la direction opposée (Brenière et al., 1987; Winter, 1995). Cette accélération du COM sera d'autant plus grande que la distance entre le COP et le COM sera importante. Ainsi, en modulant la position du COP en permanence, l'homme est capable de maintenir le COM dans une zone de surface réduite (inférieure à 1 cm^2, selon Winter (1995)), se situant à l'intérieur de la base de support. Il est à noter que, sur une période de temps étendue, la position moyenne du COP correspond à la position moyenne de la projection du COM sur le sol (Murray et al., 1967).

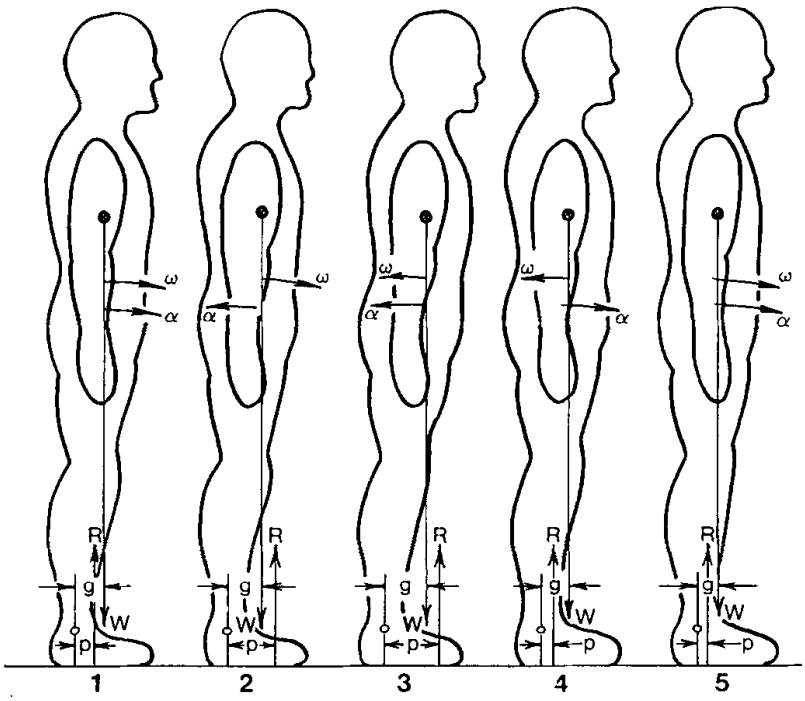

Figure 3. *Modèle du pendule inversé appliqué à la posture orthostatique (d'après (Winter et al., 1990). R est la résultante des forces de réaction qui s'applique au centre de pression (COP) et W est le poids de l'individu s'appliquant au centre de masse (COM) du corps. Dans la position 1, le COP se situe en arrière de la projection du COM sur le sol, ce qui provoque une accélération (α) et une vitesse (ω) du corps vers l'avant. Pour corriger cela, l'individu déplace le COP antérieurement au COM, ce qui induit une accélération du corps vers l'arrière (position 2). Du fait de l'inertie, la vitesse du corps ne s'inverse et ne se dirige vers l'arrière que quelques instants après le déplacement du COP (position 3). Lorsque le corps commence à basculer vers l'arrière, le COP est déplacé à nouveau postérieurement au COM afin d'accélérer le COM vers l'avant (position 4) et induire par la suite une vitesse du corps dans la même direction (position 5). Ces mouvements, qui sont décrits ici dans la direction antéropostérieure, sont aussi retrouvés dans la direction médiolatérale (Rougier, 2007a).*

Des stratégies de maintien de l'équilibre différentes ont pu être mis en évidence en fonction des axes du corps (Rougier, 2007b; Winter et al., 1996). Selon l'axe antéropostérieur (AP), l'équilibre serait principalement sous le contrôle de la musculature de la cheville et en particulier des muscles fléchisseurs plantaires (essentiellement le *soleus*). Cette stratégie de contrôle de l'équilibre est qualifiée de « stratégie de cheville ». Selon l'axe médiolatéral (ML), la position du COP serait contrôlée au moyen d'une **stratégie de charge/décharge** des appuis impliquant principalement les muscles adducteurs et abducteurs de la hanche, c'est pourquoi on parle généralement de « stratégie de hanche ». Il est toutefois important de noter que les stratégies de maintien de l'équilibre peuvent varier en fonction de la position des pieds durant la posture debout (Day et al., 1993; Winter et al., 1996). Par exemple,

lorsque l'individu se tient debout avec un pied placé devant l'autre (position tandem), les stratégies sont diamétralement opposées à celles utilisées durant la posture debout avec les pieds côte à côte (Winter et al., 1996). En effet, en position tandem, l'individu utilise préférentiellement une stratégie de hanche pour contrôler l'équilibre AP et une stratégie de cheville pour contrôler l'équilibre ML.

En posture orthostatique, le corps oscille donc en permanence. Il oscille « comme un roseau dans le vent », pour reprendre les termes de Thomas et Whitney (1959). Ces oscillations posturales reflètent à la fois la perturbation de la posture (induite par les phénomènes physiologiques décrits ci-dessus) et la « contre-perturbation » (partielle) générée par le système neuromusculaire. Ces oscillations posturales sont classiquement utilisées dans la littérature pour quantifier le degré de stabilité de l'équilibre (ou «stabilité posturale », par extension). Selon Gagey et Weber (1995), la stabilité correspond à la capacité d'un système à revenir en équilibre lorsqu'il en est écarté. Dans le cas de la posture orthostatique, la stabilité est assurée tant que le COM se situe à l'intérieur de la base de support. En situation dynamique, c'est-à-dire lorsque l'individu exécute un mouvement impliquant un segment corporel ou même le corps entier, il s'avère que cette condition qui consiste à maintenir le COM dans la base de support n'est plus suffisante pour qu'un état d'équilibre stable puisse être atteint (Hof et al., 2005; Pai et Patton, 1997; Patton et al., 1999). En effet, en situation dynamique, la vitesse du COM est non négligeable et doit nécessairement être pris en compte pour définir les conditions de la stabilité (dite « dynamique »). Ainsi, Hof et al. (2005) ont élaboré le concept de « centre de masse extrapolé » qui représente un paramètre prenant en compte à la fois la position et la vitesse du COM. Ce paramètre est calculé de la manière suivante :

$$XcoM = x + \frac{\dot{x}}{\omega_0} \qquad (3)$$

Où XcoM est la position du centre de masse extrapolé, x *et* $\dot{x}$ *sont respectivement la position et la vitesse du COM, et* ω_0 *est la fréquence naturelle du corps modélisé comme un pendule inversé, calculée d'après l'équation suivante :*

$$\omega_0 = \sqrt{\frac{g}{l}} \qquad (4)$$

où $g = 9.81\ m/s^2$ *est l'accélération gravitationnelle et* l *est la longueur du pendule inversé.*

Selon cette approche, les conditions de stabilité dynamique impliquent que le «centre de masse extrapolé » (et non plus le « centre de masse ») soit contenu dans la base de support. Dans le cas contraire, l'individu devra donc entreprendre des actions (par exemple, exécuter un pas) pour récupérer l'équilibre et ne pas chuter.

2. Coordination entre posture et mouvement

2.1. Mouvement volontaire et perturbation posturale

Selon les lois de la mécanique, tout mouvement, même segmentaire, constitue une perturbation transitoire de la posture et de l'équilibre postural principalement pour les deux raisons suivantes (Bouisset, 1991):

1) La position du COM du corps étant dépendante de la position des COM de chacun des segments corporels, le déplacement d'un segment corporel provoque par conséquent une modification de la position du COM du corps et, dans certains cas, une modification également de la taille de la base de support (e.g. lors du soulèvement d'une jambe avec maintien en appui unipodal). De telles modifications impliquent nécessairement l'établissement de nouvelles conditions d'équilibre postural.

2) L'accélération d'un segment corporel génère, en vertu du principe de l'action et de la réaction (3ème loi de Newton), des forces opposées au niveau des segments de support et au reste du corps, ce qui conduit à une perturbation de l'équilibre postural. Pour illustrer cela, nous pouvons prendre l'exemple d'un mouvement d'élévation (antépulsion) du bras en position debout. Ce mouvement génère des forces de réactions au niveau de l'épaule, qui sont transmises au reste du corps selon le principe de l'action et de la réaction (Bouisset et Zattara, 1987;1981). La résultante de ces forces de réaction est dirigée vers l'arrière et vers le bas, ce qui tend à déséquilibrer le corps dans cette même direction.

Le mouvement volontaire peut ainsi être considéré comme une perturbation interne de la posture et de l'équilibre. Afin de maintenir l'équilibre postural, élément essentiel pour réaliser efficacement la tâche motrice mais aussi pour éviter une chute,

l'individu doit donc nécessairement développer des phénomènes dynamiques afin de s'opposer à la perturbation induite par le mouvement. Le concept d'« ajustement postural » fait référence à ces phénomènes dynamiques contre-perturbateurs qui surviennent au niveau des *segments posturaux,* qui représentent les segments interposés entre la surface d'appui et le segment mobilisé. Nous qualifierons par la suite le segment mobilisé de *segment focal*.

Ces notions de perturbation et de contre-perturbation posturales peuvent être illustrées en reprenant la conceptualisation du neurophysiologiste Hess (1943). Dans son modèle classique d'organisation du mouvement volontaire (Fig. 4), Hess distinguait trois composantes, symbolisées chacune par un personnage : le sauteur, juché sur les épaules d'un porteur, et un supporteur empêchant le porteur de basculer en arrière au moment du bond du sauteur. Le sauteur, symbolisant le mouvement volontaire, est perturbateur de la posture puisqu'il risque de faire basculer le porteur en arrière ; le porteur en offrant une réaction au mouvement symbolise la composante posturale statique ; le supporteur symbolise la composante posturale dynamique puisqu'il empêche le porteur de basculer vers l'arrière lors du bond réalisé par le sauteur. D'après Hess (1943), pour que le mouvement (i.e. le bond) soit réalisé efficacement, il est nécessaire que le porteur et le supporteur jouent leur rôle simultanément en contrant la perturbation entrainée par le bond du sauteur. Si la stabilisation réalisée par le porteur et le supporteur n'est pas suffisante, alors le saut ne pourra être réalisé efficacement. Cette modélisation illustre ainsi les notions de segments *focal* et *postural*, mais également l'importance de coordonner les différentes composantes du mouvement volontaire afin que la tâche motrice puisse être réalisée efficacement.

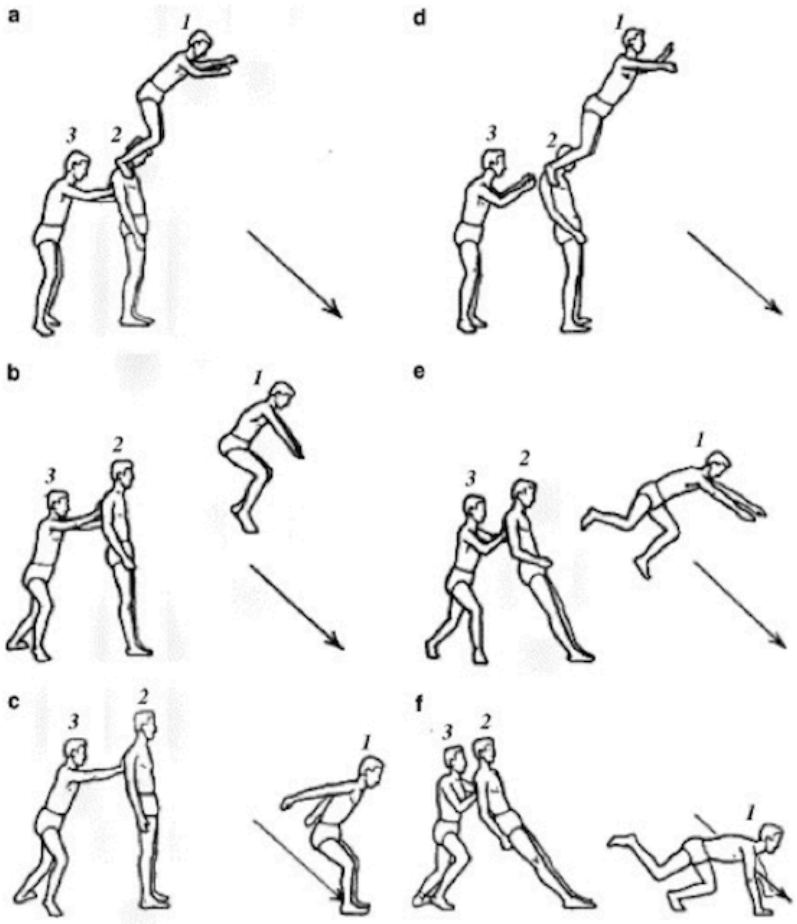

Figure 4. *Modèle d'organisation du mouvement volontaire de Hess (1943). Le modèle inclut trois composantes, chacune étant représentée par un personnage : le sauteur (1), juché sur les épaules d'un porteur (2), et un supporteur (3) empêchant le porteur de basculer en arrière lors du bond du sauteur. Le sauteur représente le mouvement volontaire, alors que le porteur et le supporteur représentent les réactions d'équilibration statique et dynamique. Sur les illustrations dans la colonne de gauche (a, b, c), le porteur et le supporteur jouent leur rôle simultanément ce qui permet une réalisation efficace du saut. Dans la colonne de droite (d,e,f), le saut n'est pas réalisé correctement puisque le porteur et le supporteur n'assurent pas une stabilité suffisante pour contrer le déséquilibre généré par le sauteur.*

2.2. Les ajustements posturaux

L'existence des ajustements posturaux associés au mouvement volontaire est connue au moins depuis les travaux de Babinski (1899). Ce dernier avait observé que le mouvement d'inclinaison du tronc et de la tête vers l'arrière ou vers l'avant était systématiquement accompagné par des modifications posturales se traduisant par des mouvements au niveau des hanches et des genoux dans la direction opposée. Cet ajustement postural avait pour effet de conserver la position du COM au dessus de la

base de support et ainsi d'assurer l'équilibre postural. Babinski avait également observé que lorsque cet ajustement postural était absent, comme montré chez des patients cérébelleux, le mouvement d'inclinaison de la tête et du tronc vers l'arrière entraînait une chute du sujet vers l'arrière. Ces travaux ont ainsi permis de mettre en évidence l'effet déstabilisant du mouvement mais également l'importance des ajustements posturaux et du cervelet dans le maintien de l'équilibre postural.

Depuis les travaux de Babinski, les ajustements posturaux associés au mouvement volontaire ont fait l'objet de très nombreuses études. Il est maintenant établi que les ajustements posturaux peuvent se manifester avant, pendant et après l'exécution d'un mouvement volontaire. C'est pourquoi, on les décline généralement selon au moins 3 types (Gahéry, 1987). En fonction de leur chronologie d'apparition :

Les ajustements posturaux *préparatoires* correspondent à un positionnement du corps adapté à la tâche à réaliser. Ces ajustements apparaissent au cours d'une phase précoce, ne se distinguant pas dans leur effet d'une modification de la posture initiale. Le but de ceux-ci serait de placer le corps dans une position favorable à l'exécution de la tâche. Par exemple, lors l'initiation d'un pas rapide (Lepers et Breniere, 1995), le COM serait déplacé préalablement vers l'avant pour permettre une initiation du mouvement plus rapide.

Les ajustements posturaux *d'accompagnement* apparaissent en même temps que la réalisation du mouvement focal. Ceux-ci peuvent également débuter avant même l'initiation du mouvement. Pour cette raison, on décline généralement ces ajustements posturaux en deux sous-types : les ajustements posturaux *anticipateurs* (APA) qui interviennent avant le mouvement volontaire et les ajustements posturaux *contemporains* se manifestant durant le mouvement (Bouisset et Zattara, 1987; Crenna et al., 1987; Massion, 1992).

Les ajustements posturaux réactionnels, ou encore consécutifs, apparaissant lors du maintien d'un équilibre instable (Day et al., 1993), lors du retour à l'équilibre après un mouvement volontaire (Bouisset et Zattara, 1987; Le Bozec et al., 2008; Memari et al., 2013), ou encore après l'apparition d'une perturbation externe, comme par exemple lors de la perturbation de l'équilibre induite par une translation soudaine de la surface d'appui (Horak et Nashner, 1986) ou encore par le lâché d'un

pendule au niveau des épaules du sujet (Krishnan et Aruin, 2011). Ces différentes études montrent que les ajustements posturaux consécutifs, qui interviennent par définition après la fin du mouvement volontaire, constituent un mécanisme de stabilisation visant à renforcer l'action contre-perturbatrice des APA, ou à remplacer cette action dans le cas où les sujets ne développent pas d'APA.

Parmi les ajustements posturaux, les APA sont ceux qui ont reçu le plus d'attention dans la littérature, probablement en raison de leur statut privilégié. En effet, intervenant avant même le début du mouvement volontaire, ils ne peuvent résulter d'un réflexe déclenché par le mouvement. Compte tenu de cela, il est généralement considéré que les APA sont centralement « préprogrammés » (Bouisset et Zattara, 1988; Massion, 1992). Ces derniers sont décrits plus en détail dans la partie suivante.

2.3. Les ajustements posturaux anticipateurs (APA)

La présence d'ajustements posturaux précédant l'exécution du mouvement volontaire à été mise en évidence pour la première fois par Belenkii et al. (1967) lors de la tâche désormais classique d'élévation du membre supérieur en position debout. Ces auteurs avaient constaté une activation du *Biceps Femoris* ipsilatéral (fléchisseur de la cuisse et extenseur de la hanche) environ 45 ms avant l'activation du *Deltoidus Anterior* (*primum movens* de l'élévation du membre supérieur). L'existence d'APA a par la suite été confirmée par de nombreux auteurs lors de tâches plus ou moins similaires impliquant le(s) membre(s) supérieur(s) à partir de postures variées (par exemple, Bouisset et Zattara, 1987;1981; Cordo et Nashner, 1982; Friedli et al., 1988; Friedli et al., 1984; Lee et al., 1990), mais également lors de tâches impliquant le membre inférieur, comme par exemple l'élévation rapide du membre inférieur (Mouchnino et al., 1992; Rogers et Pai, 1990), l'initiation de la marche (Brenière et al., 1987) ou encore la tâche d'élévation sur la pointe des pieds en posture debout (Clement et al., 1984). Des APA ont été également mis en évidence pour des mouvements discrets du poignet (e.g., Chabran et al., 2002; Chabran et al., 2001) et des doigts (e.g., Caronni et Cavallari, 2009a;b)

2.3.1. Rôles fonctionnels des APA

La littérature abondante sur la coordination entre posture et mouvement a permis de mettre en évidence les différentes fonctions que peuvent avoir les APA associés au mouvement volontaire. Ces fonctions sont les suivantes :

1) Minimiser la perturbation de la posture et de l'équilibre induite par l'exécution du mouvement volontaire.

La fonction classiquement attribuée aux APA est celle de s'opposer à la perturbation posturale induite par le mouvement volontaire. Cette finalité des APA est appuyée par de nombreux résultats. Ces résultats sont notamment ceux des études menées sur le paradigme classique d'élévation du bras en position debout (Belenkii et al., 1967; Bouisset et Zattara, 1987;1981; Friedli et al., 1988; Friedli et al., 1984). Durant cette tâche motrice, les forces internes d'origine musculaire générées au niveau de l'épaule ont initialement une résultante dirigée vers l'arrière et vers le bas (Bouisset et Zattara, 1987;1981). Selon Bouisset et Zattara (1987;1981), ces forces internes engendrent des forces de réaction au niveau de la surface d'appui qui, appliquées au support postural, ont tendance à déstabiliser l'ensemble du corps dans cette même direction (vers l'arrière et vers le bas). Comme l'ont montré initialement ces auteurs, les APA associés au mouvement d'élévation du membre supérieur se caractérisent par une accélération du centre de masse vers l'avant et vers le haut, c'est-à-dire par une dynamique posturale ayant une direction absolument opposée aux forces de réaction produites par le mouvement volontaire. C'est sur la base de ce résultat qu'il a été initialement proposé par Bouisset et Zattara (1981, 1987) que le rôle des APA est de s'opposer à la perturbation induite par le mouvement d'élévation du bras afin de maintenir la position du COM à l'intérieur de la base de support.

De nombreux résultats viennent conforter cette fonction d'opposition à la perturbation de l'équilibre postural des APA. Par exemple, il a été mis en évidence que les APA varient en fonction de la vitesse du mouvement et de l'inertie des segments corporels mobilisés, i.e. en fonction de l'intensité de la perturbation. Plus précisément, il a été montré que la durée et l'amplitude des APA sont plus importantes lorsque la vitesse ou l'inertie du segment mobilisé augmente (e.g., Horak et al., 1984; Lee et al., 1987). Les APA sont ainsi programmés en fonction de

l'intensité de la perturbation posturale induite par le mouvement volontaire. Il est à noter, cependant, que les APA ne contrent pas totalement la perturbation générée par le mouvement. Cela montre l'importance des ajustements posturaux consécutifs associés au mouvement volontaire dans le maintien de l'équilibre postural.

Par ailleurs, il a été observé que lors d'une tâche de flexion/extension du poignet (e.g., Chabran et al., 2002; Chabran et al., 2001) ou une tâche consistant à réaliser des mouvements discrets des doigts (e.g., Caronni et Cavallari, 2009a;b), les APA interviennent pour stabiliser les segments corporels.

L'ensemble de ces résultats montre que les APA associés au mouvement volontaire jouent un rôle important dans la stabilisation posturale. Les résultats ci-dessus concernent uniquement des tâches réalisées avec une base de support fixe. Cette fonction d'opposition à la perturbation de l'équilibre des APA est également retrouvée pour des tâches nécessitant un changement de la base de support, i.e. celle impliquant le membre inférieur.

Lorsqu'une tâche implique le membre inférieur, celle-ci entraîne généralement une modification de la taille de la base de support. Dans ce type de situation, il est important que le corps soit placé au préalable dans une position stable afin que l'équilibre soit maintenu durant l'exécution du mouvement. Prenons l'exemple d'un mouvement d'élévation de la jambe en posture debout. Lors d'un tel mouvement, le fait de décoller le pied du sol engendre une réduction importante de la taille de la base de support dans la direction ML, le sujet passant d'un appui bipodal à un appui unipodal. Il s'ensuit que si aucune action sur le COM n'est entreprise, cette réduction de la surface d'appui entraînera un découplage entre le COP (situé sous le pied d'appui) et le COM, ce qui aura pour effet de créer un déséquilibre du corps vers le côté de la jambe qui a été soulevée. Dans un tel cas, le sujet ne pourra pas se maintenir en position unipodale et devra alors reposer le pied pour rattraper l'équilibre.

En lien avec cela, différentes études ont montré que durant des tâches mobilisant le membre inférieur, le mouvement volontaire est précédé par des APA qui ont pour but de placer le COM à l'intérieur de la future base de support, ce qui permet de préserver l'équilibre durant le mouvement (Fig. 5). Cela a été montré au cours de tâches d'élévation du membre inférieur (e.g., Do et al., 1991; Mouchnino et al., 1992;

Rogers et Pai, 1990), d'élévation sur la pointe des pieds ou de balancement sur les talons (Clement et al., 1984; Lipshits et al., 1981; Nardone et Schieppati, 1988).

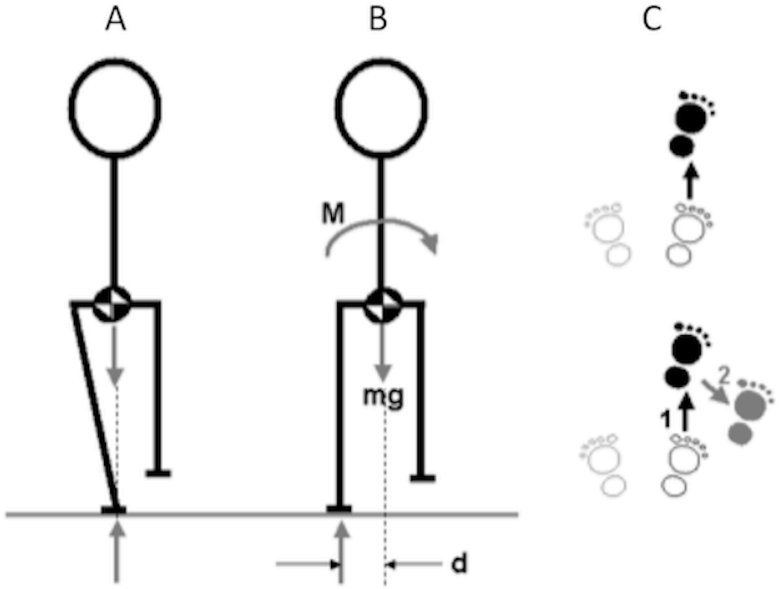

Figure 5. *Illustration de la fonction stabilisatrice des APA dans l'initiation d'un pas vers l'avant (adapté de Mansfield et al., 2007). L'exécution d'un pas volontaire vers l'avant est précédée par des APA qui ont pour but de déplacer le COM vers la jambe d'appui avant le soulèvement du pied oscillant (Figure A). Cette action a pour effet de réduire la tendance du COM à chuter vers la jambe oscillante durant l'exécution du pas. La figure B illustre le cas où aucune action sur le COM ne serait entreprise avant le soulèvement du pied, i.e. où les APA ne seraient développés. Dans une telle situation, le soulèvement du pied entraînerait un découplage entre le COP (situé sous le pied d'appui) et le COM, ce qui aurait pour effet de créer un déséquilibre du corps vers le côté de la jambe qui a été soulevée (M=mg est le moment de déséquilibre généré par le poids du corps, avec m étant la masse corporelle et g est l'accélération gravitationnelle). Dans ce cas, l'individu devrait alors augmenter la largeur du pas pour replacer le COM à l'intérieur de la base de support et ainsi arrêter la chute latérale du COM (Figure C).*

2) Assister la performance motrice.

Les APA associés au mouvement volontaire ne jouent pas qu'un rôle d'opposition à la perturbation de l'équilibre postural. Un certain nombre d'études montrent en effet que, durant certaines tâches, les APA peuvent également contribuer à la réalisation du mouvement volontaire et donc à la performance motrice. Ces études concernent notamment les mouvements impliquant un déplacement du corps entier, comme par exemple des tâches de saisie manuelle d'objet au sol (Commissaris et al., 2001; Stapley et al., 1998; Stapley et al., 1999). Ces études ont montré que l'effet mécanique des APA n'était pas de stabiliser la position du COM, mais plutôt de

générer les conditions dynamiques permettant le déplacement du COM vers l'avant, condition nécessaire pour atteindre l'objectif de la tâche. Cette fonctionnalité des APA est aussi retrouvée dans d'autres tâches, comme par exemple le saut (Le Pellec et Maton, 1999;2002), l'initiation du pas (Dietrich et al., 1994) et de la marche (que nous discuterons plus en détail par la suite).

Durant la tâche classique d'élévation du bras, les résultats de Bouisset et collaborateurs (2000a) montrent également que les APA pourraient, en plus de stabiliser le corps, contribuer à optimiser la performance motrice. En effet, ces auteurs ont observé que la dynamique anticipatrice de certains segments corporels s'oppose à la perturbation posturale, alors que celle d'autres segments, au contraire, va dans le sens de cette perturbation.

En résumé, les APA associés au mouvement volontaire semblent avoir un double rôle, à savoir un rôle de stabilisation et de déstabilisation posturale. La prédominance d'une fonction sur l'autre dépendrait de la tâche exécutée et de la direction considérée (cf. Initiation de la marche). Durant l'initiation de la marche, les APA semblent présenter chacune de ces fonctions. Ces dernières seront explicitées dans la section 3 «Initiation de la marche ».

2.3.2. Origine et organisation des APA

Les structures nerveuses à l'origine des APA ne sont pas encore très bien connues chez l'Homme. Selon Massion (1992), les réseaux neuronaux impliqués dans le contrôle des APA seraient principalement localisés à un niveau sous-cortical (tronc cérébral, moelle épinière), bien que cela n'a jamais été démontré. Cette hypothèse s'appuie essentiellement sur les travaux réalisés chez le chat (e.g., Luccarini et al., 1990; Schepens et Drew, 2006;2004) qui ont montré que les réseaux de neurones réticulo-spinaux interviendraient dans la régulation du tonus antigravitaire et le contrôle des APA. Par ailleurs, de récentes études chez l'Homme ont montré que les ganglions de la base ainsi que l'aire motrice supplémentaire interviendraient également dans l'organisation des APA (Bazalgette et al., 1987; Jacobs et al., 2009; Massion et al., 1999). De manière plus précise, Jacobs et al (2009) ont montré que

l'aire motrice supplémentaire serait impliquée spécifiquement dans la synchronisation temporelle des APA, i.e. dans la programmation de la durée des APA.

Selon MacKinnon et al (2007), les APA seraient progressivement assemblés au niveau sous-cortical avant le début du mouvement volontaire (≈ 1,5 seconde) et seraient maintenus dans un état d'excitabilité jusqu'au moment de leur déclenchement par des excitations cortico-spinales. La programmation des APA se ferait en tenant compte du contexte dans lequel le mouvement est réalisé. La configuration des segments corporels et la position relative du corps par rapport au sol sont quelques exemples des éléments clés qui pourraient être pris en compte (Mouchnino et Blouin, 2013). Ce processus est vraisemblablement basé sur des signaux sensoriels et pourrait impliquer des informations proprioceptives, cutanées, visuelles et vestibulaires (Mille et Mouchnino, 1998; Timmann et Horak, 1998).

Il est généralement admis que le contrôle des APA s'effectue en « boucle ouverte » (Forget et Lamarre, 1990; Massion, 1992), ce qui signifie que la commande motrice ne tient pas compte des afférences et donc que les APA ne peuvent être rectifiés durant leur exécution. Toutefois, de récentes études ont mis en évidence la capacité du système nerveux central à actualiser les APA avant (Ruget et al., 2008) et même durant leur exécution (Mouchnino et al., 2012). Ces récents résultats laissent penser que la commande centrale en boucle ouverte des APA peut être mise à jour, probablement via des boucles de rétroaction rapides (Mouchnino et al., 2012).

Selon Massion (1992), il existerait deux modes de coordination entre les APA et le mouvement volontaire (Fig. 6) : un mode « hiérarchique » et un mode « parallèle ». Dans le mode hiérarchique, les APA et le mouvement focal sont les conséquences d'une seule commande motrice. La commande motrice émettrait des collatérales qui agissent sur les réseaux neuronaux responsables des APA. Dans ce mode de coordination, le début du mouvement focal et le début des APA sont concomitants. Plusieurs arguments vont dans le sens de ce mode de coordination entre la posture et le mouvement, comme par exemple l'existence d'une corrélation entre l'action motrice et les APA (Aruin et Latash, 1995) ou encore l'apparition d'APA lors de la stimulation électrique de la région du cortex moteur chez le chat (Gahéry & Massion, 1981). Dans le mode parallèle, le mouvement volontaire et les APA résultent de commandes motrices séparées. Dans ce cas, le début des APA et le début de l'activité

du mouvement volontaire peuvent être dissociés. Ce mode d'organisation explique la présence d'APA avant même le début du mouvement focal. Ce mode de coordination entre la posture et le mouvement est notamment appuyé par la présence des APA avant même le début du mouvement volontaire (e.g., Belenkii et al., 1967; Bouisset et Zattara, 1987;1981) ou encore par la possibilité de moduler les APA sans affecter les paramètres du mouvement focal (Robert et al., 2007; Slijper et al., 2002).

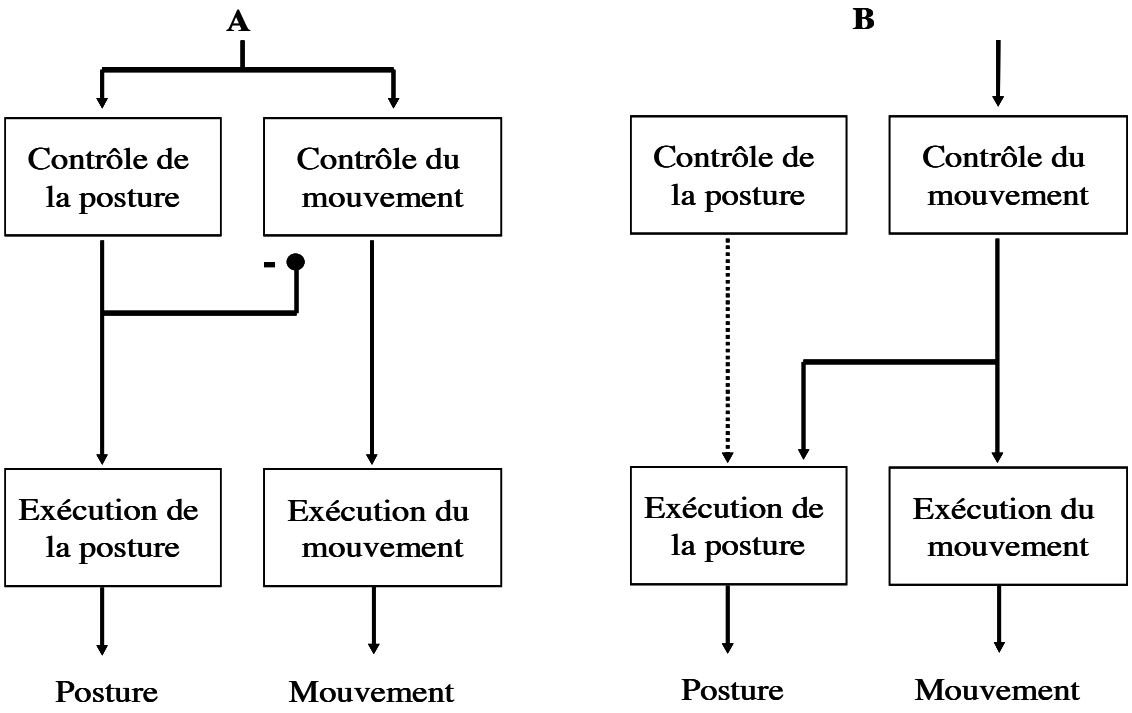

Figure 6. *Les deux modes d'organisation de la coordination entre posture et mouvement selon Massion (1992) : le mode « parallèle » (A) et le mode « hiérarchique » (B).*

Des arguments plaident ainsi en faveur des deux modes de coordination entre la posture et le mouvement. Les différents résultats de la littérature suggèrent que le mode de coordination diffère en fonction de la tâche réalisée et aussi en fonction des conditions dans lesquelles celle-ci est réalisée, par exemple en présence ou pas de pression temporelle (e.g., Ilmane et LaRue, 2008;2011)

2.3.3. Adaptabilité des APA

La littérature consacrée à la coordination entre la posture et le mouvement montre que les APA ont la capacité de s'adapter non seulement aux paramètres du

mouvement à venir mais également aux contraintes posturales de nature endogène et exogène qui peuvent être imposées au système postural (pour une revue voir Yiou et al., 2012a). Ce paragraphe reporte les résultats de récentes études qui mettent en avant l'adaptabilité des APA à différents facteurs tels que les paramètres du mouvement focal, la stabilité posturale, la mobilité de la chaîne posturale et la fatigue posturale.

APA et paramètres du mouvement volontaire

Il est bien connu que les APA sont programmés en fonction des paramètres du mouvement focal, e.g. sa vitesse ou l'inertie du segment mobilisé. Plus la vitesse du mouvement est grande et plus la durée et l'amplitude des APA sont importantes (par exemple, Bouisset et al., 2000b; Horak et al., 1984; Lee et al., 1987). Il est à noter que les APA ne sont pas présents lorsque le mouvement volontaire est réalisé très lentement. Ils n'apparaissent qu'à partir d'un certain seuil de vitesse et leur importance croît proportionnellement au carré de la vitesse (Bouisset et al., 2000b). Par ailleurs, les APA évoluent aussi avec l'inertie du segment mobilisé. En effet, les APA sont plus précoces lorsqu'un mouvement est réalisé avec une charge additionnelle de 1 kg comparativement à un mouvement sans charge additionnelle (Bouisset et Zattara, 1987; Zattara et Bouisset, 1988). Durant une tâche de frappe avec le pied, Béraud et Gahéry (1995) ont observé que la durée et l'amplitude des APA augmentaient lorsque la force associée au mouvement était plus importante.

APA et stabilité posturale

La question de l'évolution des APA en fonction de la stabilité posturale a été largement étudiée dans la littérature. Les résultats montrent que lorsque la stabilité est mécaniquement rendue importante, par exemple lorsque l'individu se tient debout avec un support thoracique (Cordo et Nashner, 1982), appuyé contre un mur (Friedli et al., 1984), ou encore en position assise ou allongée (van der Fits et al., 1998), les APA sont atténués, probablement parce qu'ils ne sont pas essentiels pour le maintien de l'équilibre durant le mouvement.

Lorsque la stabilité est mécaniquement réduite par le biais d'une réduction de la taille de la base de support, les APA sont également atténués. Cette atténuation

semble être une stratégie protectrice visant à réduire l'effet déstabilisateur des APA eux-mêmes (Aruin et al., 1998; Nouillot et al., 1992; Yiou et al., 2007a). En revanche, une récente étude de Yiou et collaborateurs (2009) montre que lorsque des individus jeunes et sains sont exposés à une situation d'instabilité induite spécifiquement par une réduction de l'efficacité du système musculaire postural (i.e. réduction du nombre de muscles posturaux intervenant dans la tâche), ils n'adoptent pas une stratégie protectrice d'atténuation des APA. Au lieu de cela, ils allongent la durée des APA afin de générer une contre-perturbation aussi efficace que dans la situation présentant une efficacité optimale du système musculaire postural. De cette manière, ils sont capables d'atteindre une performance motrice équivalente dans les deux situations.

APA et fatigue posturale

Plusieurs études ont cherché à examiner comment le système nerveux central adapte les APA afin de prendre en compte la perturbation interne induite par la fatigue des muscles posturaux (Kanekar et al., 2008; Morris et Allison, 2006; Strang et Berg, 2007; Strang et al., 2009; Vuillerme et al., 2002). Dans ces études, des sujets jeunes et sains ont réalisé des séries de tâches motrices impliquant un seul ou les deux bras à partir de la posture debout, avant et après un protocole de fatigue conçu pour induire une fatigue des muscles posturaux (généralement les muscles du membre inférieur (ischio-jambiers) et/ou du tronc). Le protocole de fatigue comprenait généralement une série de contractions isométriques de faible à moyenne intensité (7% à 50% de la contraction maximale volontaire (CMV)), qui était exécutée jusqu'à épuisement. De manière différente, Strang et collaborateurs (2008) ont utilisé dans leur étude un protocole de fatigue visant à fatiguer l'ensemble de la musculature posturale. De manière conjointe, ces études ont montré que, en situation de fatigue, le niveau d'excitation musculaire était drastiquement diminué comparativement à la situation de non fatigue et que le début des APA était plus précoce, ce qui entraînait par conséquent un allongement de la durée des APA. Du fait que la dynamique anticipatrice (représentée par le déplacement du COP durant les APA) n'était pas affectée par la fatigue, cet allongement de la durée des APA était attribué à une adaptation visant à compenser la réduction de la capacité de production de force des muscles posturaux.

En contraste avec ces études, Mezaour et al (2010) ont récemment montré que, durant une tâche consistant à déplacer horizontalement une barre de 4kg tout en se maintenant debout sur un pied, aucune variation n'avait lieu dans le niveau d'excitation des muscles posturaux et le début des APA (déterminé par les signaux électromyographiques et biomécaniques), suite à une fatigue des muscles ischio-jambiers induite par des contractions isométriques d'intensité élevée (60% CMV). En revanche, ces auteurs ont observé que le pic de déplacement du COP et l'accélération du COM durant les APA étaient plus faibles dans la condition de fatigue que dans la condition de non fatigue. Ces résultats suggèrent, que suite à une fatigue induite par des séries de contractions isométriques d'intensité élevée, la capacité du SNC à adapter les APA pour compenser la moindre efficacité de la musculature posturale pourrait être altérée. La différence avec les résultats obtenus dans les études précédentes pourrait être due à l'intensité des contractions choisie pour induire la fatigue musculaire. Des contractions de faible à moyenne intensité, comme utilisées dans les précédentes études, pourraient induire de plus faibles perturbations au niveau des informations proprioceptives qui sont utilisées pour contrôler la posture et l'équilibre.

L'applicabilité de ces résultats obtenus dans des tâches impliquant le membre supérieur a été récemment testée dans une tâche impliquant le membre inférieur, à savoir l'initiation du pas (Yiou et al., 2011b). Dans cette étude, la fatigue était induite au niveau des muscles fléchisseurs dorsaux de la cheville, muscles qui sont responsables du déplacement anticipateur du COP vers l'arrière durant les APA. Les sujets réalisaient des séries d'initiation du pas dans une condition de vitesse naturelle et une condition de vitesse rapide, avant et après le protocole de fatigue. Les résultats de cette étude ont montré que le niveau d'activation des tibialis antérieur (muscle fléchisseur dorsal de la cheville) durant les APA, l'amplitude des phénomènes dynamiques anticipateurs et le pic de vitesse du COM à la fin du pas (performance motrice) étaient diminués après fatigue, tandis que les durées des APA et de la phase d'exécution du pas étaient augmentées. Les sujets étaient cependant capables d'augmenter le niveau d'activation des tibialis antérieur et ainsi d'atteindre une plus grande vitesse de progression du COM vers l'avant dans la condition de vitesse rapide malgré la fatigue. Il a été ainsi proposé que les changements dans les paramètres de l'initiation du pas pourraient refléter l'existence d'une stratégie protectrice visant à

préserver l'intégrité des muscles fatigués (en accord avec le modèle classique de la douleur (Lund et al., 1991)), plutôt qu'une faiblesse musculaire due à la fatigue. En d'autres termes, la priorité était donnée à la protection du système musculo-squelettique plutôt qu'au maintien de la performance motrice.

En résumé, ces différentes études suggèrent que les adaptations des APA avec la fatigue posturale dépendent de la tâche motrice réalisée et de la manière dont la fatigue est induite.

2.4. Concept de capacité posturo-cinétique

La capacité des individus à générer des régulations posturales adaptées à la perturbation induite par le mouvement volontaire a conduit Bouisset et collaborateurs à supposer l'existence d'une « capacité posturo-cinétique » (Bouisset, 2002;1991; Bouisset et Do, 2008; Bouisset et Le Bozec, 2002; Bouisset et Zattara, 1987). Cette dernière a été définie comme la capacité du système nerveux à développer des phénomènes posturaux contre-perturbateurs face à une perturbation posturale, et ainsi d'atténuer ses effets négatifs sur la stabilité posturale. Les APA constituent un élément particulièrement important de la capacité posturo-cinétique. La présence d'APA n'exclut évidemment pas l'existence de phénomènes posturaux survenant *pendant* (ajustements posturaux contemporains) et *après* (ajustements posturaux consécutifs) la survenue de la perturbation. Selon ce concept, tout facteur altérant la dynamique posturale, par exemple la restriction de la mobilité posturale (comme décrit plus haut), aurait un impact négatif sur la stabilité posturale mais également sur la performance motrice. De la « qualité » des ajustements posturaux, et en particulier de celle des APA, dépendrait la performance du mouvement focal ainsi que la stabilité posturale.

Plusieurs résultats de la littérature viennent confirmer cette relation étroite entre la dynamique posturale et la performance motrice. Par exemple, des expérimentations réalisées dans une situation en position assise ont montré que lorsque la mobilité du bassin était augmentée grâce à une réduction de la surface de contact ischio-fémoral avec le siège (30 % *versus* 100 % de contact ischio-fémoral), la vitesse maximale de pointage vers une cible avec le membre supérieur (Lino et Bouisset, 1994; Teyssedre et al., 2000), de même que la force de poussée isométrique

maximale d'une barre dynamométrique (Le Bozec et Bouisset, 2004; Le Bozec et al., 1997), étaient plus élevées. Ces résultats ont récemment été confirmés lors de tâches consistant à se lever à partir de la posture assise et lors de la flexion du tronc à vitesse maximale (Diakhaté et al. 2009). Dans chacune de ces expérimentations, la plus grande mobilité de la chaîne posturale, celle du bassin en l'occurrence, était associée à une augmentation de la dynamique posturale anticipatrice et par conséquent de la performance motrice.

Le schéma de la Figure 7 ci-dessous présente les différents niveaux du système moteur où la capacité posturo-cinétique intervient entre la décision de réaliser une tâche déterminée (« tâche prescrite ») et sa réalisation effective (« tâche réelle »). Le système nerveux central commande au système musculaire, et la mobilisation du système ostéo-articulaire se traduit par l'exécution du mouvement permettant la réalisation de la tâche. À chacun de ces niveaux, si la capacité posturo-cinétique est insuffisante, la sortie du sous-système correspondant sera elle-même modifiée. Cette sortie se traduit par des grandeurs accessibles à la mesure : électromyographie, biomécaniques (cinématique, dynamique) et comportementales (performance).

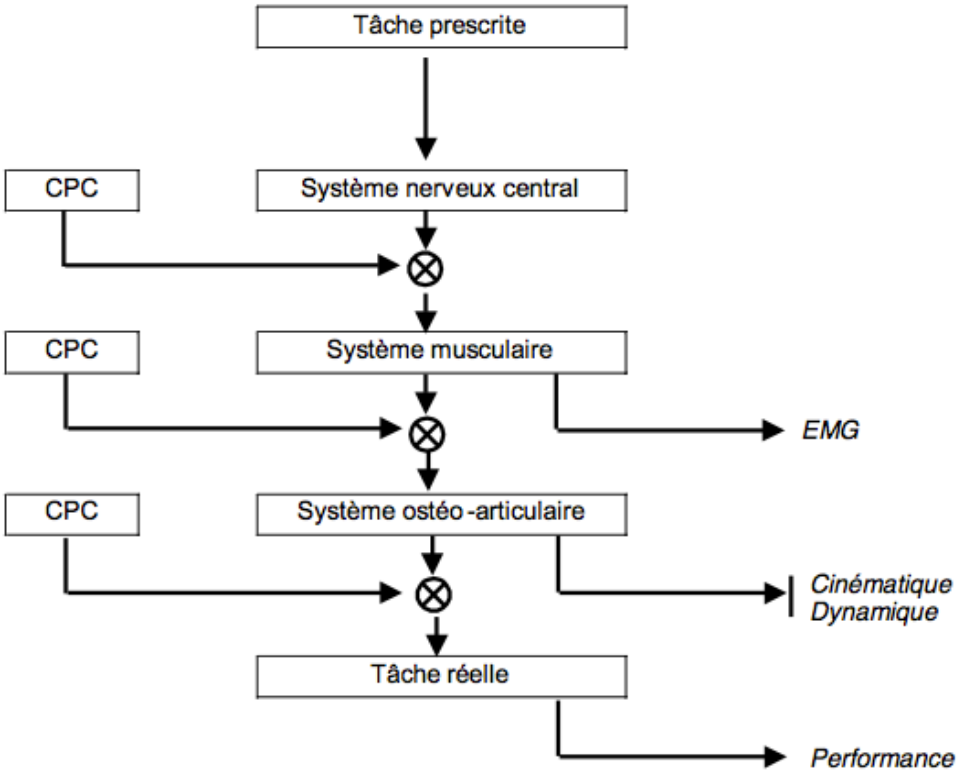

Figure 7. *Capacité Posturo-Cinétique (CPC) et réalisation de la tâche prescrite (D'après Bouisset, 2002).*

Par ailleurs, comme souligné par Bernstein (1967), il existe une infinité de façons d'accomplir la plupart des actes moteurs. Cela revient à dire que le système moteur est redondant et qu'il dispose en général d'un nombre de degré de liberté excessif par rapport à ce qui lui serait nécessaire pour la réalisation de la tâche. Cette redondance existe à chacun des niveaux du système moteur décrit ci-dessus. Ceci permet au système nerveux de mettre en place des stratégies compensatrices dans le cas où une partie du système de commande serait perturbée transitoirement (par exemple suite à la fatigue d'un muscle ou d'un groupe de muscles) ou définitivement (par exemple suite à une atteinte centrale et/ou périphérique). De cette manière, le système nerveux central pourrait maintenir constantes les variables importantes liées à la performance de la tâche ou encore la stabilité posturale. On peut concevoir que cette capacité de réorganisation des commandes motrices en fonction des conditions de réalisation de la tâche fasse partie de la capacité posturo-cinétique.

3. Initiation de la marche

3.1. Définition et description

L'initiation de la marche correspond à la tâche locomotrice qui consiste à passer de la posture orthostatique à la marche. Plus précisément, il s'agit de la phase transitoire entre la posture debout et le début du mouvement cyclique de marche, qui est généralement caractérisé par l'instant du contact du pied exécutant le premier pas avec le sol (ou la fin du premier pas (Brenière et al., 1987; Nissan et Whittle, 1990)). Contrairement à l'activité de marche qui peut être considérée comme automatique, l'initiation de la marche constitue un acte intentionnel qui serait programmé centralement (Brenière et al., 1987; Brunt et al., 1991; Brunt et al., 1999; Couillandre, 2008; Crenna et Frigo, 1991).

Le processus d'initiation de la marche a suscité de nombreuses investigations. Les études pionnières sur le sujet sont celles de Carlsöö (1966), Herman et collaborateurs (1973), Cook et Cozzens (1976) et Mann et collaborateurs (1979). Ces études ont permis, grâce à des mesures électromyographiques et de forces de réaction au sol, de mettre en évidence l'existence de modifications posturales avant le début de

l'exécution du premier pas, qui est classiquement déterminé par l'instant du décollement du talon de la jambe exécutant le premier pas (appelée « jambe oscillante », par opposition à la « jambe d'appui »). Ces modifications posturales précédant l'exécution du premier pas ont été qualifiées d'APA pour la première fois en 1987 par Brenière et collaborateurs. Depuis ces travaux, il est généralement admis que le processus d'initiation de la marche est constitué de deux phases principales : une *phase posturale* précédant le décollement du talon oscillant, qui correspond aux APA, suivie par une *phase d'exécution* du pas. Les caractéristiques de ces deux phases sont décrites ci-après.

3.1.1. Caractérisation dynamique et électromyographique des APA

Les APA associés à l'initiation de la marche apparaissent environ 300 à 600 ms avant le décollement du talon oscillant. Ils se manifestent typiquement par un déplacement du COP vers l'arrière et vers la jambe oscillante (Brenière et Do, 1991; Brenière et al., 1987; Mann et al., 1979; Yamashita et Katoh, 1976) suivie d'une centaine de millisecondes plus tard par un déplacement du COM dans la direction opposée, i.e. vers l'avant et vers la jambe d'appui (Brenière et al., 1987; Jian et al., 1993).

Cette dynamique posturale anticipatrice résulte d'un pattern d'activités musculaires stéréotypées qui implique principalement la musculature de la cheville et de la hanche. Dans la direction AP, le recul du COP est provoqué par l'inhibition bilatérale des muscles *soleus* (fléchisseurs plantaires de la cheville) suivie environ 100 ms plus tard par l'activation bilatérale des *tibialis anterior* (fléchisseurs dorsaux de la cheville) (Brenière et al., 1981; Carlsöö, 1966; Cook et Cozzens, 1976; Crenna et Frigo, 1991; Elble et al., 1994). Ce recul du COP engendre mécaniquement le déplacement du COM vers l'avant (Brenière et al., 1987; Jian et al., 1993; Winter, 1995).

Dans la direction ML, le déplacement du COP vers la jambe oscillante est principalement due à l'activation des muscles abducteurs de hanche de la jambe oscillante (Elble et al., 1996; Winter, 1995), bien que l'activation des muscles *gastrocnemius* de la jambe oscillante (Mille et Mouchnino, 1998; Mouchnino et al.,

1992) et la flexion du genou de la jambe d'appui (Mickelborough et al., 2004) contribuent aussi à ces modifications posturales dans la direction ML. En effet, l'ensemble de ces actions ont pour conséquence de générer un chargement du membre oscillant et un déchargement de la jambe d'appui, ce qui provoque un déplacement ML du COP vers la jambe oscillante à l'origine du déport du COM vers la jambe d'appui (Winter, 1995).

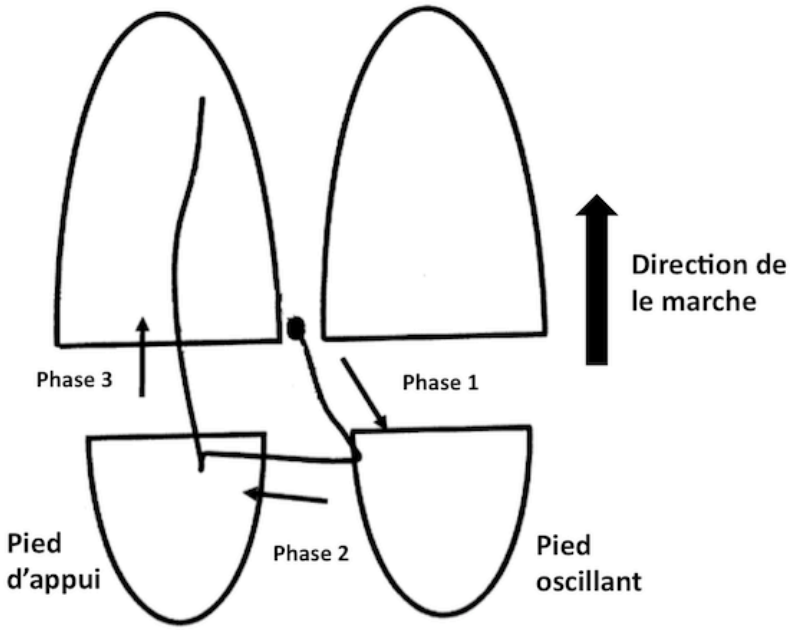

Figure 8. *Déplacement typique du centre de pression lors de l'initiation de la marche (adapté de Dibble et al, 2004). Durant la posture debout statique, le COP se situe en avant des chevilles et pratiquement à mi-distance entre les deux appuis (cercle noir). Durant les APA, le COP se déplace vers l'arrière et vers le pied de la jambe oscillante (Phase 1). Une fois que le talon commence à se soulever (fin des APA), le COP se déplace rapidement vers le pied d'appui (Phase 2). Lorsque le pied oscillant quitte le sol, le COP se situe sous le pied d'appui et se déplace antérieurement le long de ce pied durant l'exécution du pas (Phase 3).*

Dans la littérature, le début des APA associés à l'initiation de la marche est généralement détecté à partir des signaux électromyographiques ou des signaux biomécaniques issus, par exemple, d'une plateforme de force. Les indices électromyographiques qui sont utilisés pour détecter le début des APA sont la survenue du silence des muscles *soleus* (e.g., Brenière et al., 1981) ou encore le début d'activation des *tibialis anterior* (e.g., Dessery et al., 2011). Les différents indices biomécaniques qui sont couramment utilisés dans la littérature pour identifier le début des APA sont par exemple : le début du déplacement du COP (e.g., McIlroy et

Maki, 1999; Melzer et al., 2010), les premières variations des forces de réaction au sol (Brenière et al., 1987; Gélat et Breniere, 2000) ou encore le début de l'accélération du COM (Yiou et al., 2011b). La fin des APA est simplement définie par l'instant du décollement des talons. Cet évènement est généralement déterminé grâce à des outils tels que des capteurs de contact plantaires (appelés aussi « footswitches ») ou des systèmes de capture du mouvement. Il est à noter que certains auteurs (Lin et Yang, 2011) distinguent le début des APA selon l'axe AP et ML, étant donné que le début d'apparition de ces APA diffère selon ces axes.

3.1.2. Caractérisation dynamique et électromyographique de l'exécution du pas

Le décollement du talon de la jambe oscillante, caractérisant le début de la phase d'exécution, est consécutive à l'activation concomitante du *rectus femoris* et du *soleus* de la jambe oscillante qui débute environ 100 ms plus tôt (Brenière et Do, 1987). L'activation de ces muscles permet en effet de produire une flexion de la hanche et du genou du membre oscillant, qui initie le soulèvement et l'oscillation de cette jambe.

Après le décollement du talon, le *tibialis anterior* de la jambe d'appui se désactive, rendant l'exécution du pas comparable à une phase balistique durant laquelle le corps chute vers l'avant et vers la jambe oscillante sous l'action de la gravité en pivotant autour de l'articulation de la cheville (Lepers et Breniere, 1995; Lyon et Day, 1997). Cette chute du corps serait principalement freinée par le contact de la jambe oscillante avec le sol. Toutefois, il est à noter que l'exécution du pas n'est pas une phase complètement passive. En effet, plusieurs travaux ont montré que, durant l'exécution du pas, le *soleus* de la jambe d'appui contribuerait à contrôler la chute du corps sous l'effet de la gravité et, par là même, à ajuster la longueur du pas (Chong et al., 2009; Honeine et al., 2013; Michel et Do, 2002; Welter et al., 2007).

En ce qui concerne le comportement du COP durant la phase d'exécution, les différentes études montrent globalement que ce dernier se déplace rapidement sous la jambe d'appui au moment du décollement du talon. Après cet instant, il ne fait qu'avancer progressivement le long du pied d'appui jusqu'au moment du contact du

pied de la jambe oscillante avec le sol, où il se dirige rapidement en direction du pied oscillant (Brenière et al., 1987; Brenière et al., 1981; Jian et al., 1993).

La nature quasi passive de la phase d'exécution du pas laisse entrevoir l'importance des APA dans l'établissement des caractéristiques cinématiques du mouvement à venir. Les différents rôles de ces APA seront exposés dans la partie suivante.

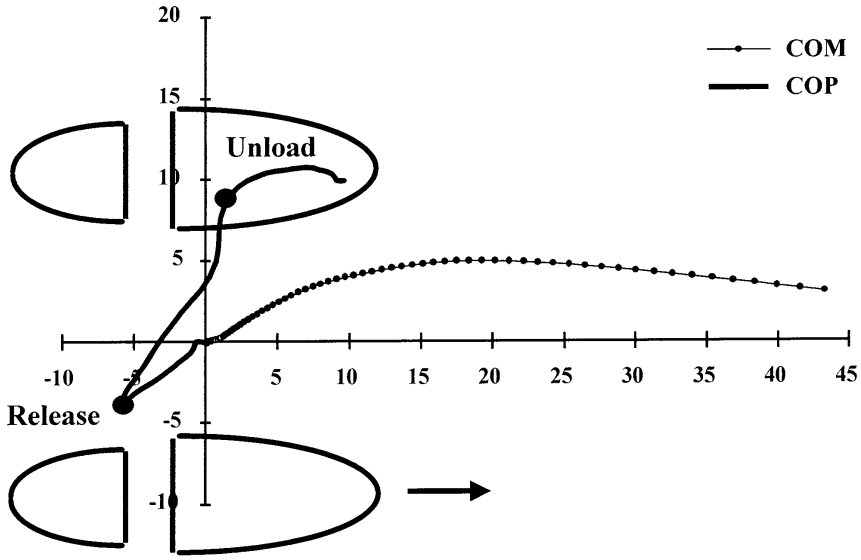

Figure 9. *Déplacements combinés du centre de pression (COP) et du centre de masse (COM) dans le plan horizontal lors de l'initiation de la marche (d'après Halliday et al, 1998). Initialement, le COP et le COM se situent en avant des chevilles et à mi-distance entre les deux pieds, leurs positions étant pratiquement confondues. Au début du mouvement, le COP se déplace vers l'arrière et vers la jambe oscillante alors que le COM se déplace presque simultanément vers l'avant et vers la jambe oscillante. Lorsque la jambe oscillante commence à se soulever (Release), le COP se dirige rapidement vers la jambe d'appui tandis que le COM continue son déplacement antérieur et latéral. Une fois que le pied oscillant quitte le sol (Unload), le COP se situe sous le pied d'appui et il se déplace antérieurement sous ce pied durant l'exécution du pas. Le COM continue son déplacement vers l'avant durant toute l'exécution du pas, bien que, selon l'axe médiolatéral, ce dernier change de direction et se déplace vers le côté de la jambe oscillante un peu après l'instant du décollement du pied oscillant.*

3.2. Rôles des APA dans le processus d'initiation de la marche

Les APA associés à l'initiation de la marche présentent des rôles différents en fonction de la direction dans laquelle ils se manifestent.

Selon la direction AP, les APA (nommés ci-après « APA AP ») contribuent à générer les conditions posturales et dynamiques nécessaires pour la progression du corps vers l'avant. En effet, le recul du COP durant les APA permet de découpler le COM et le COP dans le plan sagittal (Fig. 10). Ce découplage tend à faire basculer le corps vers l'avant. Cette rupture dans l'équilibre est essentielle pour passer de la posture debout (quasi statique) à l'activité de marche (activité dynamique).

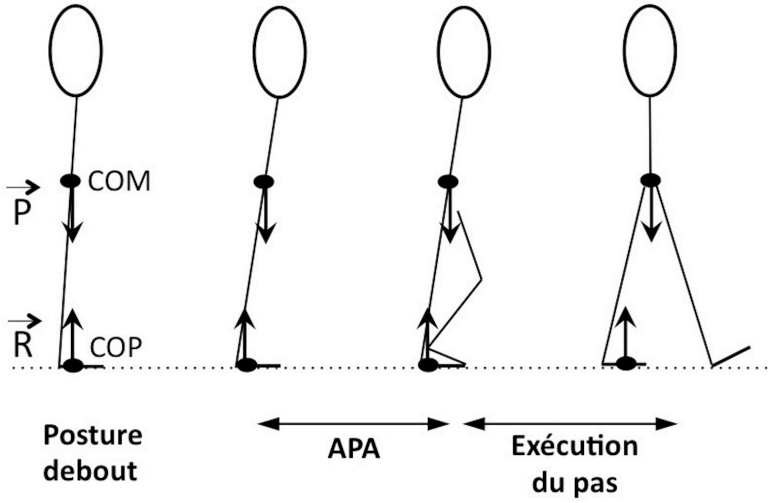

Figure 10. *Illustration du processus d'initiation de la marche (adaptée de Couillandre, 2008).*

En utilisant une modélisation mathématique assimilant le corps à un solide chutant sous l'action de la gravité autour de l'articulation de la cheville, Brenière et collaborateurs (1987) ont établi une équation exprimant la relation entre le recul du COP et l'état du COM (accélération) durant l'initiation de la marche. Cette équation s'écrit sous la forme suivante :

$$K\ddot{x}_G = W(x_G - x_P) \qquad (5)$$

où $\ddot{x}_G$ *est l'accélération du COM; W est poids du sujet;* x_G *est la position de la projection au sol du COM;* x_P *est la position du COP et K est la constante intégrant les paramètres anthropométriques du sujet :*

$$K = \frac{I_G}{h} + mh \qquad (6)$$

où I_G est le moment d'inertie du corps autour du COM, m est la masse du sujet, h est la hauteur du COM.

L'équation 5 montre que l'accélération du COM est proportionnelle à l'écart existant entre le COP et le COM. Plus précisément, une augmentation du recul du COP durant les APA génèrera une augmentation proportionnelle de l'accélération du COM vers l'avant. En d'autres termes, le recul du COP contribue à propulser le COM vers l'avant. Il a été montré que la vitesse AP du COM à l'instant du décollement du talon, laquelle est générée par ce recul du COP, est prédictive de la vitesse de progression vers l'avant à la fin du premier pas, cette dernière étant caractérisée par le pic de vitesse AP du COM à la fin du premier pas (Brenière et Do, 1987; Lepers et al., 1999). Plus la vitesse AP du COM à la fin des APA est grande et plus la vitesse de progression à la fin du premier pas sera importante. Cette relation est due au fait que l'exécution du pas s'apparente à une phase balistique (comme expliqué plus haut), durant laquelle la vitesse initiale du COM ne va faire qu'augmenter (Lepers et Brenière, 1995). Par conséquent, la vitesse atteinte à la fin du premier pas est dépendante de la vitesse AP initiale du COM à l'instant du décollement du talon. En modulant la vitesse initiale du COM, les APA AP permettent ainsi à l'individu d'atteindre différentes vitesses de progression à la fin du premier pas. Le rôle des APA AP est donc de générer les conditions dynamiques nécessaires pour atteindre la vitesse de progression désirée à la fin du premier pas (Brenière et al., 1987; Lepers et Breniere, 1995).

L'analyse des accélérations locales segmentaires (épaules, hanches, tronc) a révélé que le rôle des APA n'était pas uniquement de créer les forces propulsives nécessaires à la progression du corps vers l'avant, mais également de stabiliser le corps à l'instant du décollement du talon (Dietrich et al. 1994). L'oscillation du membre pendulaire à l'instant du décollement du pied génère, en vertu du principe de l'action et de la réaction, des forces réactives au niveau de l'articulation coxo-fémorale. Ces forces endogènes sont dirigées vers l'arrière et le bas, et sont perturbatrices de l'équilibre postural. Dietrich et collaborateurs (1994) ont montré que les accélérations anticipatrices locales développées au niveau du tronc et des épaules, étaient dirigées vers l'avant et le haut, soit en sens opposé à ces forces réactives endogènes. Ces auteurs ont proposé que ces phénomènes dynamiques posturaux aient pour rôle de s'opposer à l'avance à la perturbation générée par le mouvement volontaire.

On retrouve d'ailleurs cette fonction stabilisatrice des APA lorsque l'on s'intéresse à la dynamique posturale «globale» selon l'axe ML. En effet, en plus de permettre le déchargement de la jambe oscillante (Jian et al., 1993), les APA se manifestant dans la direction ML (nommés ci-après « APA ML ») agissent pour stabiliser le corps durant la phase d'exécution du pas (Lyon et Day, 1997; McIlroy et Maki, 1999; Rogers et al., 2001; Yiou et Do, 2010; Yiou et Do, 2011). Comme il a été dit précédemment, l'action de soulever le pied oscillant durant l'initiation de la marche induit une réduction importante de la base de support dans la direction ML, cette dernière se limitant à la surface formée par le pied d'appui en contact avec le sol. Il s'en suit que si le COM n'est pas déplacé au dessus de la jambe d'appui au moment du décollement du pied oscillant, le corps sera en déséquilibre ce qui provoquera une chute latérale du COM vers la jambe oscillante durant la phase d'exécution. Une telle action peut potentiellement entraîner un effondrement du corps sur le sol si le COM n'est pas à nouveau repositionné dans la base de support. Durant l'initiation de la marche, ce déséquilibre latéral du corps durant la phase d'exécution est invariablement atténué par les APA ML. En effet, le déplacement ML du COP vers la jambe oscillante, souvent considéré comme l'expression d'une poussée sur le sol (Lyon et Day, 1997; Mouchnino et al., 1992), contribue à propulser le COM vers la jambe d'appui avant le décollement du pied. Bien que le COM n'est jamais repositionné au dessus du pied d'appui au moment du décollement du pied oscillant (Jian et al., 1993; Lyon et Day, 1997), les APA ML contribuent à réduire l'étendue à laquelle le COM chute vers la jambe oscillante. En effet, Lyon et Day (1997) ont montré qu'après le soulèvement du pied oscillant, le corps se comporte quasiment comme un pendule inversé chutant sous l'effet de la gravité dans le plan frontal. Cela implique que la chute du corps vers la jambe oscillante dépend de l'état du COM (vitesse et position) à l'instant du décollement du pied. Une augmentation de la vitesse et du déplacement du COM vers la jambe d'appui à cet instant induira une diminution de la chute du corps vers la jambe oscillante. En effet, plus le déport du COM vers la jambe d'appui est important et plus le couple de déséquilibre formé par l'écart ML entre le COP et le COM sera réduit (Fig. 11). Bien que les APA ML ne contrent pas totalement la chute du corps vers le côté de la jambe oscillante, ils facilitent le rattrapage de l'équilibre ML au moment du contact du pied oscillant avec le sol. Les APA ML jouent ainsi un rôle crucial dans le contrôle de la stabilité dynamique ML durant l'initiation de la marche (McIlroy et Maki, 1999). Le contrôle de la stabilité ML au cours de l'initiation de la

marche suscite l'intérêt de plus en plus de chercheurs et de cliniciens (e.g., Singer et al., 2013;2012; Yiou et Do, 2011). La raison de cet intérêt vient du constat que de nombreuses chutes chez la personne âgée ont lieu dans cette direction (Hilliard et al., 2008; Maki et al., 2000; Rogers et al., 2001). Afin d'établir des stratégies de prévention des chutes chez ces individus (Maki et al., 2008), il est essentiel de mieux comprendre comment la stabilité ML est contrôlée et également d'identifier les facteurs qui peuvent affecter ce contrôle.

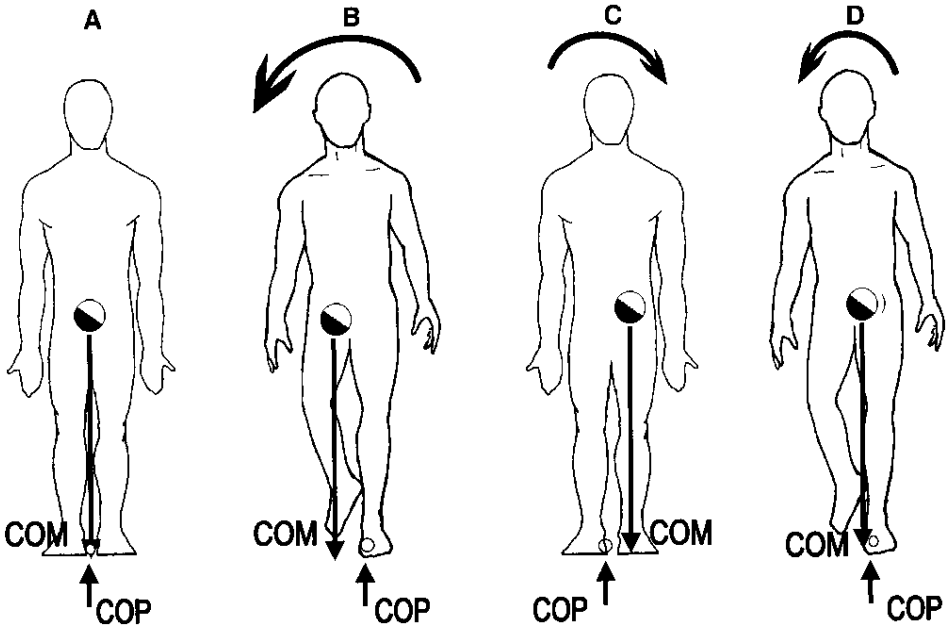

Figure 11. *Illustration du problème conceptuel relatif au contrôle de la stabilité médiolatérale (ML) durant l'initiation d'un pas vers l'avant (d'après Rogers et al, 2001). A- Durant la posture debout statique, la projection du centre de masse (COM) au sol est pratiquement confondue avec le centre de pression (COP) de manière à assurer l'équilibre. B- Si aucun ajustement postural n'a lieu au préalable, le soulèvement du pied pour exécuter un pas vers l'avant provoquera un découplage entre le COP et le COM dans le plan frontal, ce qui entraînera une chute latérale du corps vers le côté du membre soulevé (membre oscillant) durant l'exécution du pas. C- Durant une initiation volontaire du pas, des APA dans la direction ML (APA ML) minimisent l'instabilité latérale potentielle via le déplacement initial du COP vers la jambe oscillante qui propulse le COM vers la jambe d'appui avant le décollement du pied oscillant. D- Lorsque la jambe oscillante est soulevée après les APA ML, le COM est situé plus proche du pied d'appui, où se trouve le COP, et donc la chute latérale du corps est minimisée.*

Il est important de noter que les APA ML ne constituent pas le seul moyen de contrôler la stabilité dynamique ML durant l'initiation de la marche. Zettel et collaborateurs (2002a;b) ont en effet montré que lorsque le pas est déclenché par une perturbation externe (par exemple, la translation soudaine de la surface d'appui), des

individus jeunes et sains augmentent la largeur du premier pas au lieu de générer des APA ML pour maintenir la stabilité ML. L'apparition de cette stratégie, dite de « placement latéral du pied », semble être liée au fait que, durant ce type de tâche, le SNC ne peut prédire à l'avance la perturbation induite par le déplacement de la surface d'appui, contrairement à la perturbation induite par un pas volontairement exécuté. Par conséquent, il ne peut générer à l'avance une contre-perturbation efficace via les APA ML (stratégie « proactive »). Pour maintenir la stabilité ML, le SNC n'a d'autre solution que de moduler le placement latéral du pied (stratégie « réactive »). Cependant, Zettel et collaborateurs (2002a;b) ont montré que lorsque la largeur du pas était mécaniquement contrainte (présence d'une barrière latérale), les sujets étaient capables de moduler les APA ML pour maintenir la stabilité ML durant un pas de rattrapage.

La stratégie de placement latéral du pied oscillant, décrite par Zettel et collaborateurs (2002a;b), constitue un mécanisme qui peut potentiellement être employé pour stabiliser le corps dans la direction ML durant l'initiation de la marche. Ainsi, durant l'initiation de la marche, deux principaux mécanismes peuvent être employés par le SNC pour contrôler la stabilité ML. Ces mécanismes sont les APA ML et le placement latéral du pied oscillant, ce dernier conditionnant la largeur du pas. Ces mécanismes de stabilisation posturale sont d'une importance capitale dans le processus d'initiation de la marche. En effet, ces derniers sont essentiels pour éviter une chute durant le mouvement, mais aussi pour assurer une progression efficace du corps vers l'avant.

4. Influence de la vitesse de marche sur l'organisation biomécanique du processus d'initiation de la marche

De nombreux auteurs se sont intéressés à l'influence de la vitesse de marche sur le processus d'initiation de la marche (Brenière et Do, 1986; Brenière et al., 1987; Brunt et al., 1999; Cook et Cozzens, 1976; Corbeil et Anaka, 2011; Couillandre et al., 2000; Crenna et Frigo, 1991; Dietrich et al., 1994; Ito et al., 2003; Lepers et Brenière,

1995). Ces études ont permis de mettre en évidence des adaptations liées à la vitesse de progression non seulement au niveau du processus d'initiation de la marche, mais également durant la phase posturale précédant ce processus (posture debout initiale). En effet, il a été observé que lorsque des individus jeunes et sains ont pour consigne d'initier la marche à des vitesses rapides, ils déplacent préalablement leur COP vers l'avant durant la posture debout statique (Dietrich et al., 1994; Lepers et Brenière, 1995). Cet ajustement postural préparatoire, qui peut être interprété comme une inclinaison du corps vers l'avant, semble être une stratégie pour faciliter l'action de la gravité et ainsi rendre l'initiation de la chute vers l'avant plus rapide (Lepers et Brenière, 1995).

En ce qui concerne la phase dynamique du processus d'initiation de la marche à proprement parlé, plusieurs études ont reporté que le recul maximal du COP durant les APA, qui caractérise l'amplitude des APA AP, est augmenté lorsque la vitesse de marche est plus importante (Fig. 12) (Brenière et al., 1987; Corbeil et Anaka, 2011; Ito et al., 2003; Lepers et Brenière, 1995; Lepers et al., 1999). Cette augmentation de l'amplitude du recul du COP, qui est associée à une plus grande activation des *tibialis anterior* (Brunt et al., 1999; Cook et Cozzens, 1976; Crenna et Frigo, 1991), permet de générer des forces propulsives plus importantes à l'instant du décollement du talon. Cette augmentation de l'amplitude des APA permet au sujet d'atteindre une plus grande vitesse de progression vers l'avant à la fin du premier pas, malgré une diminution de la durée de la phase d'exécution (Brenière et al., 1987; Lepers et Brenière, 1995). En ce qui concerne la durée des APA, certains auteurs ont reporté une augmentation (Brenière et al., 1987), d'autres une diminution (Brunt et al., 1999) et d'autres une invariance (Corbeil et Anaka, 2011; Miff et al., 2005) de ce paramètre avec la vitesse de marche.

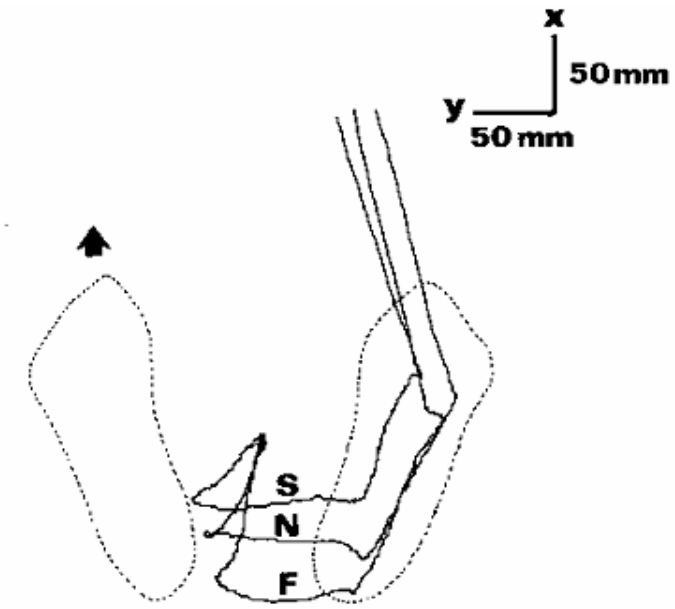

Figure 12. *Déplacement du centre de pression durant l'initiation de la marche réalisée dans trois conditions de vitesses différentes : lente (S), normale (N) et rapide (F), (d'après Brenière et al, 1987).*

Les travaux de Brenière et collaborateurs (1986; 1987) ont montré que la vitesse AP du COM atteinte à la fin du premier pas correspondrait à la vitesse de marche stabilisée. Autrement dit, l'individu atteindrait l'état stable de marche dès la fin du premier pas. Cependant, pour d'autres auteurs, l'état stable de marche ne serait atteint qu'au bout du deuxième ou troisième pas (Cook et Cozzens, 1976; Jian et al., 1993; Mann et al., 1979). Ces différences selon les études pourraient probablement être liées à la vitesse de marche étudiée. En effet, Brenière et Do (1986) ont montré que l'état stable de marche était atteint à la fin du premier pas uniquement pour des vitesses de marche habituelles. Pour des vitesses de marche rapides, les individus ne possèderaient pas les capacités posturales et dynamiques suffisantes pour atteindre l'état stable de marche à la fin du premier pas (Brenière et Do, 1986). Un ou deux pas supplémentaires seraient ainsi nécessaires pour l'atteindre, comme c'est le cas par exemple chez les très jeunes enfants (Brenière et al., 1989). Cette incapacité à atteindre l'état stable de marche à la fin du premier pas dans les conditions de vitesse rapide, peut notamment être associée à la limite de production de forces propulsives durant les APA. En effet, le recul du COP, qui génère les forces propulsives durant les APA, est nécessairement limité due à la taille (et plus précisément la longueur) de la base de support, le COP ne pouvant pas excéder la ligne formée par les talons. La capacité des individus à générer une vitesse initiale AP au COM à l'instant du

décollement du talon s'en trouve ainsi limitée, se répercutant par conséquent sur la vitesse de progression vers l'avant à la fin du premier pas. Toutefois, il a été montré que lorsque la capacité de recul du COP est réduite par une diminution de la longueur de la base de support (adoption d'une posture debout sur la pointe des pieds), les individus peuvent employer une stratégie alternative consistant à moduler la durée des APA (i.e. la durée de chute) afin de générer différentes vitesses AP initiales au COM et donc atteindre différentes vitesse de progression vers l'avant à la fin du premier pas (Couillandre et al., 2000). Par ailleurs, les résultats d'études récentes montrent également que le mouvement de balancier des bras peut constituer un moyen de générer davantage de forces propulsives initiales au cours de l'initiation du pas (e.g., Yiou et Schneider, 2007; Yiou et al., 2007b).

Malgré les adaptations du processus d'initiation de la marche avec la vitesse, Brenière et Do (1986) ont montré que la durée totale de ce processus (combinant la durée des APA et de la phase d'exécution) restait inchangée en fonction de la vitesse de marche. D'après ces auteurs, cette invariance s'expliquerait par le fait que le mouvement du corps durant l'initiation de la marche peut être assimilé à celui d'un pendule inversé oscillant librement sous l'effet de la gravité. Ces auteurs ont montré plus précisément que la durée du processus d'initiation de la marche est comparable à la demi-période d'oscillation d'un pendule. Une interprétation biomécanique de la durée d'initiation de la marche peut ainsi être établie en utilisant la formule permettant de calculer la demi-période d'un pendule dans le cas de petites oscillations. On obtient alors l'équation suivante :

$$T = \pi\sqrt{\frac{I_G + mh^2}{mgh}} \qquad (7)$$

Où T représente la durée de l'initiation de marche, I_G est le moment d'inertie du corps autour du COM, m est la masse du sujet, h est la hauteur du COM et g = 9.81 m/s² est l'accélération gravitationnelle.

Selon cette modélisation, la durée d'initiation de la marche dépend uniquement paramètres anthropométriques de l'individu (masse, inertie et hauteur du COM du corps) et non pas des paramètres du mouvement à venir. Cela pourrait expliquer pourquoi l'individu est capable d'atteindre différentes vitesses de marche à la fin du premier pas dans un temps invariant.

Il est à noter que les études sus-citées se sont focalisées exclusivement sur l'organisation biomécanique de l'initiation dans le plan sagittal. Aussi, les questions de savoir si et comment la vitesse de marche influence le contrôle de la stabilité ML au cours de l'initiation de la marche restent donc ouvertes. De manière intéressante, des études portant sur le processus de marche stationnaire ont montré qu'une augmentation de la vitesse de marche induit une amplification des accélérations agissant sur le corps (Menz et al., 2003; Shkuratova et al., 2004). Ces résultats laissent à penser qu'une plus grande vitesse de marche pourrait rendre plus difficile le maintien de la stabilité dynamique.

5. Influence d'une surcharge sur le processus d'initiation de la marche

La question de savoir comment l'augmentation de la masse corporelle affecte le processus d'initiation de la marche a reçu peu d'attention dans la littérature. A notre connaissance, seuls Colné et collaborateurs (2008) ont évalué l'effet d'une surcharge pondérale sur l'organisation biomécanique du processus d'initiation de la marche. Ces auteurs ont examiné le processus d'initiation de la marche chez des adolescents obèses et normo-pondérés. Cette étude a mis en évidence que la durée des APA et le recul maximal du COP (caractérisant l'amplitude des APA AP) n'étaient pas affectés par la surcharge pondérale. En revanche, la vitesse AP du COM à l'instant du décollement du talon était inférieure chez les adolescents obèses en comparaison à celle observée chez les adolescents normo-pondérés. Etant donné que la durée d'exécution était similaire dans les deux groupes, la vitesse AP du COM atteinte à la fin du premier pas (i.e. la vitesse de marche) était réduite chez les adolescents obèses. Ces résultats montrent alors que l'augmentation de la masse corporelle peut affecter la propulsion au cours de l'initiation de la marche. Cependant, nous ignorons dans quelle mesure la surcharge pondérale affecte le contrôle de la stabilité ML au cours de cette tâche. Aucune donnée concernant le mouvement dans le plan frontal n'a été fournie dans cette étude. Néanmoins, de nombreuses études portant sur la marche stationnaire ont montré que la surcharge pondérale (obésité) altère le contrôle de la stabilité ML (e.g., McGraw et al., 2000; Peyrot et al., 2009).

A l'heure actuelle, aucune étude n'a évalué l'influence d'une surcharge externe sur le processus d'initiation de la marche. En revanche, de nombreux auteurs se sont intéressés à l'effet de ce facteur sur le processus de marche stationnaire ou encore la posture orthostatique. Globalement, il a été montré que le port de charge augmente le travail mécanique et le coût énergétique de la marche (e.g., Abe et al., 2004; Grenier et al., 2012). De plus, des études ont révélé que le port de charge constitue un facteur affectant le contrôle de la stabilité posturale au cours de la marche et aussi au cours du maintien de la posture orthostatique. Aussi, il a été montré que le port de charge entraîne une plus grande difficulté à maintenir la stabilité dynamique durant la marche (Liu et Lockhart, 2013; Singh et Koh, 2009) et une détérioration de la stabilité en posture orthostatique (Chow et al., 2006; Ledin et al., 2004; Rugelj et Sevsek, 2011). Cette altération dans le contrôle de la stabilité avec la surcharge peut être liée au fait qu'un plus grand niveau de force musculaire est requis pour contrôler les mouvements du COM avec une surcharge (Corbeil et al., 2001; Ledin et al., 2004).

Par ailleurs, une conséquence fréquente du port de charge est la modification de la répartition du poids sur les appuis. Celle-ci est plus particulièrement associée au port de charge asymétrique (Haddad et al., 2011; Wu et MacLeod, 2001). Cette répartition asymétrique du poids sur les appuis peut, en plus de la masse supplémentaire, être l'une des causes principales de la détérioration de la stabilité posturale associée au port de charge. En effet, plusieurs études ont montré que la répartition asymétrique du poids sur les appuis constituent un facteur limitant le comportement postural et est à l'origine d'une plus grande instabilité en posture orthostatique (Anker et al., 2008; Genthon et Rougier, 2005). La question de savoir comment l'asymétrie de répartition du poids sur les appuis influence le processus d'initiation de la marche a fait l'objet de plusieurs études. Celles-ci sont présentées dans la partie suivante.

6. Influence de l'asymétrie de répartition de la masse corporelle sur le processus d'initiation de la marche

Il est généralement admis que, durant la posture orthostatique, les individus sains répartissent de manière quasi équitable leur poids sur les deux jambes. Cela se traduit par une position moyenne du COM située pratiquement à mi-distance entre les deux appuis. Cette répartition relativement symétrique du poids sur les appuis peut bien évidemment être altérée par des facteurs internes comme par exemple la pathologie ou l'adoption volontaire d'une attitude asymétrique, mais aussi par des facteurs externes comme par exemple le port de charge asymétrique.

Dans la littérature, plusieurs études ont évalué directement et indirectement l'effet de l'asymétrie de répartition du poids sur le processus d'initiation de la marche. Cette thématique a été abordée notamment par le biais d'études portant sur des individus présentant une déficience unilatérale ou encore sur des individus sains adoptant volontairement une posture asymétrique. Ces travaux sont présentés ci-après.

6.1. Influence d'une déficience unilatérale sur le processus d'initiation de la marche

L'asymétrie de répartition de la masse corporelle sur les appuis est une caractéristique fréquente chez les individus présentant une déficience unilatérale au niveau du membre inférieur, comme par exemple, les amputés unilatéraux du membre inférieur (Rougier et Genthon, 2006), les porteurs de prothèse unilatérale (Merle et al., 2009), les hémiplégiques (Marigold et Eng, 2006), etc. Cette asymétrie posturale se traduit plus précisément par une augmentation de la répartition de la masse corporelle sur le membre sain durant la station debout, qui entraîne par conséquent une position du COM plus proche de la jambe saine. La cause de cette asymétrie posturale chez ces patients peut être liée à la déficience, mais probablement aussi à une stratégie visant à réduire les contraintes sur le membre lésé.

Différentes études se sont intéressées à examiner l'effet d'une déficience unilatérale sur le processus d'initiation de la marche. Par exemple, plusieurs auteurs ont investigué le processus d'initiation de la marche chez des amputés unilatéraux du membre inférieur (Michel et al., 2004; Michel et Do, 2002; Tokuno et al., 2003; van Keeken et al., 2008; Vrieling et al., 2009; Vrieling et al., 2008). Ces études ont de manière unanime reporté des différences dans l'organisation du processus d'initiation de la marche, et ce que la marche soit initiée avec le membre sain (*condition intacte*) ou avec le membre prothétique (*condition déficiente).* Plus précisément, il a été montré que lorsque l'individu initie la marche avec la jambe prothétique, le recul du COP (i.e. l'amplitude des APA AP) et la durée des APA sont tous les deux réduits comparés à l'initiation de la marche avec le membre sain. En conséquence, la vitesse AP du COM à l'instant du décollement du pied est inférieure dans la condition déficiente comparée à la condition intacte. Ces résultats sont principalement attribués à l'absence de fléchisseurs dorsaux au niveau de la cheville, et notamment du *tibialis anterior,* au niveau du membre prothétique. En effet, le *tibialis anterior* est bien connu pour contribuer au recul du COP durant les APA associés à l'initiation de la marche (Brenière et al., 1987; Cook et Cozzens, 1976; Crenna et Frigo, 1991). En l'absence d'un tel muscle au niveau de la jambe oscillante, l'individu ne peut générer efficacement un recul du COP. Par conséquent, la quantité de forces propulsives produite durant les APA est moindre dans la condition d'initiation de la marche avec le membre prothétique (Michel et al., 2004; Michel et Do, 2002; van Keeken et al., 2008; Vrieling et al., 2008), ce qui met évidence le rôle prédominant de la jambe oscillante dans la création des forces propulsives durant les APA. Par ailleurs, Tokuno et al (2003) ont émis l'hypothèse que le plus petit recul du COP (parfois même absent) lors de l'initiation de la marche avec la jambe prothétique pourrait aussi être une stratégie visant à faciliter le contrôle du déséquilibre avant durant les APA.

Il est intéressant de noter que la plupart de ces études ont reporté que, malgré ces différences dans les APA en fonction du membre oscillant, les amputés sont capables d'atteindre une vitesse de progression identique quelle que soit la jambe initiant la marche (Michel et al., 2004; Michel et Do, 2002; van Keeken et al., 2008). En effet, ces auteurs ont montré que les individus sont capables de compenser ce déficit de production de forces propulsives (ou de vitesse) initiales dans la condition déficiente

par une augmentation de vitesse plus importante durant la phase d'exécution du pas. Cette adaptation semble être principalement permise grâce à l'allongement de la durée de la phase d'exécution dans la condition déficiente comparée à la condition intacte. En augmentant la durée de la chute dans la condition déficiente, les amputés seraient capables de générer une plus grande quantité de vitesse dans la phase d'exécution et ainsi d'atteindre une vitesse de progression vers l'avant à la fin du premier identique à celle de la condition intacte. Toutefois, ce mécanisme de conversion d'énergie potentielle en énergie cinétique n'est peut être pas le seul contribuant à la plus grande production de vitesse durant la phase d'exécution dans la condition déficiente. En effet, il est possible que d'autres mécanismes comme par exemple, une augmentation de l'énergie cinétique générée par l'oscillation de la jambe ou encore des mouvements du tronc pourraient également y participer (Michel et Do, 2002).

D'autres auteurs se sont intéressés à investiguer le processus d'initiation de la marche chez le sujet hémiplégique (Bensoussan et al., 2004; Bensoussan et al., 2006; Brunt et al., 1995; Hesse et al., 1997; Tokuno et Eng, 2006). Comme chez les amputés, ces différentes études ont observé que le processus d'initiation de la marche est affecté en fonction du membre initiant la marche, c'est-à-dire avec le membre sain (condition *intacte*) ou le membre parétique (condition *déficiente*). A l'instar de ce qui a été observé chez les amputés, il a été montré que le recul du COP ainsi que l'amplitude des forces propulsives vers l'avant durant les APA sont réduits dans la condition déficiente comparée à la condition intacte. Ce résultat est attribué à la faiblesse des fléchisseurs dorsaux de la cheville du membre parétique et à la spasticité au niveau de cette même jambe (Tokuno et Eng, 2006). Comme les amputés, les hémiplégiques sont capables d'atteindre une vitesse de progression vers l'avant à la fin du pas similaire quel que soit le membre initiant la marche (Tokuno et Eng, 2006). Ces résultats suggèrent que ces patients compensent également le déficit de création de forces propulsives durant les APA dans la condition déficiente en générant plus de vitesse durant la phase d'exécution, qui est allongée dans la condition déficiente comparée à la condition intacte.

Viton et collaborateurs (2000) ont examiné le processus d'initiation de la marche chez des patients souffrant de gonarthrose unilatérale. Ces auteurs ont constaté que lorsque la marche est initiée avec le membre sain (condition *intacte*), la durée des

APA est plus courte et le recul du COP est plus important que lorsque la marche est initiée avec la jambe lésée (condition *déficiente*). Cela est associé à une quantité de forces propulsives vers l'avant inférieure dans la condition déficiente comparée à la condition intacte. D'après ces auteurs, ces effets peuvent être expliqués par la douleur, la détérioration proprioceptive, la perte de force et la raideur articulaire au niveau du membre affecté. En revanche, le déplacement latéral du COP vers la jambe oscillante durant les APA, qui caractérise l'amplitude des APA ML, ne diffère pas entre les conditions intacte et déficiente. Par ailleurs, comme pour les amputés et les hémiplégiques, les patients souffrant de gonarthrose unilatérale atteignent une vitesse de progression vers l'avant à la fin du premier pas (représentée par la vitesse maximale AP du marqueur placé au niveau de l'épine iliaque antérieure) identique en condition intacte et déficiente. Chez ces patients, cela est également associé à une plus longue durée d'exécution du pas dans la condition déficiente comparativement à la condition intacte. Ces mêmes auteurs ont montré qu'après opération chirurgicale avec pose d'une prothèse totale de genou, ces patients ne présentent plus de différence dans les paramètres spatio-temporels de l'initiation de la marche en fonction du membre initiant le pas, suggérant que ces patients retrouvent un pattern d'initiation de la marche plus symétrique (Viton et al., 2002).

Il est à noter que cette asymétrie dans le processus d'initiation de la marche en fonction du membre initiant le pas est aussi présente chez des individus sains présentant une répartition relativement symétrique du poids sur les appuis (Dessery et al., 2011; Yiou et Do, 2010). Cette asymétrie est due plus précisément à la latéralité des membres inférieurs. Chez les individus présentant une déficience unilatérale, l'asymétrie dans le processus d'initiation de la marche est liée à la fois à la déficience et à l'asymétrie de répartition de la masse corporelle sur les appuis. Ainsi, il paraît difficile de déterminer la contribution de l'asymétrie de répartition du poids et de la déficience dans les adaptations du processus d'initiation de la marche observées chez ces individus. Probablement afin de résoudre ce problème, des études se sont intéressées à étudier l'effet de l'asymétrie de répartition du poids sur les appuis chez des individus sains. Ces études sont présentées ci-après.

6.2. Influence d'une posture asymétrique sur le processus d'initiation de la marche

L'asymétrie de répartition de la masse corporelle sur les appuis peut être induite naturellement par l'adoption d'une posture asymétrique. L'effet de cette forme d'asymétrie sur le processus d'initiation de la marche a fait l'objet de plusieurs études décrites ci-après.

Patchay et Gahéry (2003) furent les premiers à s'intéresser à cette problématique. Dans leur étude, l'asymétrie était induite en demandant à des sujets jeunes et sains d'augmenter ou de diminuer volontairement la répartition du poids corporel sur la jambe oscillante durant la posture debout initiale, sans induire une flexion latérale du tronc. La répartition du poids sur la jambe oscillante variait de 20 à 75 % du poids corporel. Les sujets initiaient ensuite la marche à une vitesse naturelle à partir de la posture adoptée. Ces auteurs ont constaté que plus la répartition du poids augmentait sur la jambe oscillante et plus la force verticale générée par le membre oscillant durant les APA était importante. Cela avait pour conséquence d'induire un plus grand déplacement ML du COP vers la jambe oscillante durant les APA (i.e., l'amplitude des APA ML était accrue) quand la répartition du poids était augmentée sur la jambe oscillante. Ces résultats étaient accompagnés par un allongement proportionnel de la durée prise pour atteindre le pic de force verticale et le pic ML du COP avec l'augmentation de la répartition du poids sur la jambe oscillante. Selon ces auteurs, cette élévation de la force verticale avec l'augmentation du chargement de la jambe oscillante permettait de générer les conditions dynamiques nécessaires pour transférer le poids sur la jambe d'appui. Toutefois, il est à noter que lorsque la répartition du poids sur la jambe oscillante excédait 70%, le pic de force verticale produit par la jambe d'appui ainsi que le déplacement ML du COP vers la jambe oscillante commençaient à diminuer. Pour compenser cela, les sujets augmentaient la durée de production de force afin de générer l'impulsion suffisante pour transférer le poids sur la jambe d'appui. En plus des modifications observées durant la phase posturale en fonction de la répartition du poids, Patchay et Gahéry (2003) ont constaté que la durée d'exécution du pas était réduite lorsque le poids initialement supporté par la jambe oscillante était augmenté.

Azuma et collaborateurs (2007) ont également examiné l'effet de l'asymétrie de répartition du poids sur l'organisation biomécanique de l'initiation du pas. Comme dans l'étude de Patchay et Gahéry (2003), ces auteurs ont demandé à des sujets jeunes et sains de répartir volontairement plus ou moins de poids corporel sur le membre oscillant durant la posture debout initiale, sans fléchir latéralement le tronc. Dans cette étude, les sujets avaient pour instruction d'initier le pas aussi vite que possible à partir de trois postures initiales: une posture debout symétrique avec la projection du COM située à mi-distance entre les deux appuis (condition *neutre*), une posture debout asymétrique avec le COM situé à proximité du pied d'appui (condition *appui*) et une posture asymétrique avec le COM situé à proximité du pied oscillant (condition *oscillant*). Dans cette étude, la position du COM dans les conditions asymétriques était située à environ mi-distance entre la ligne médiane du corps et le bord latéral du pied concerné. Il est à noter qu'une position du COM plus proche de la jambe oscillante est synonyme d'une répartition plus importante du poids sur cette même jambe. Les résultats de cette étude ont montré que la durée des APA était allongée avec l'augmentation de la répartition du poids sur la jambe oscillante. Cela était accompagné par une augmentation de l'amplitude et de la durée d'activation des *tibialis anterior* et du *gluteus medius* (abducteur de hanche) de la jambe oscillante durant les APA. Ces adaptations posturales avaient pour conséquence de générer une augmentation des forces propulsives AP et ML résultantes durant les APA lorsque la répartition du poids sur la jambe oscillante était augmentée. Dans la direction AP, cette plus grande production de forces propulsives avec l'accroissement du chargement de la jambe oscillante entraînait une augmentation de la vitesse du COM au décollement du talon et, par conséquent, une augmentation de la vitesse de progression à la fin du premier pas, malgré la diminution de la durée d'exécution. Dans la direction ML, l'augmentation des forces propulsives durant les APA induisait une plus grande vitesse et un plus grand déplacement du COM vers la jambe d'appui à l'instant du décollement du talon oscillant. Cela induisait également une augmentation du pic de vitesse et de déplacement du COM vers la jambe d'appui durant l'exécution du pas.

Récemment, Dalton et collaborateurs (2011) ont évalué l'effet d'une posture asymétrique sur le processus d'initiation de la marche chez des individus jeunes et âgés sains ainsi que sur des individus parkinsoniens. Dans cette étude, les sujets avaient pour consigne d'initier la marche à vitesse naturelle à partir de trois postures

initiales : une posture debout avec les pieds un à côté de l'autre (condition *normale*), une posture debout avec le pied oscillant légèrement reculé par rapport au pied d'appui (condition *arrière*) et une posture debout avec le pied oscillant légèrement avancé par rapport au pied d'appui (condition *avant*). Dans les conditions avant et arrière, le pied oscillant était respectivement déplacé vers l'avant et vers l'arrière d'une distance équivalente à une demi longueur de pied. Cette étude a montré que, en comparaison avec la condition *normale*, la position initiale du COM était située davantage vers le pied oscillant dans la condition *arrière* et davantage vers le pied d'appui dans la condition *avant*. Cette variation de la répartition du poids sur les appuis en fonction des conditions induisait des modifications des APA chez tous les sujets confondus. Plus précisément, l'augmentation de la répartition du poids sur la jambe oscillante entraînait une élévation du pic de force verticale produite par la jambe oscillante durant les APA. Cela était associé à une augmentation de la vitesse AP du COM à l'instant du décollement du pied oscillant et de la vitesse de progression vers l'avant à la fin du premier pas lorsque la répartition du poids était augmentée sur la jambe oscillante.

Au final, l'ensemble des études présentées ci-dessus montre que le processus d'initiation de la marche est affecté par la répartition de la masse corporelle sur les appuis. Cependant, étant donné que la vitesse de progression était affectée par la répartition du poids dans ces études, il est difficile de discriminer les effets associés à l'asymétrie et ceux liés à la vitesse. Qui plus est, aucune de ces études n'a évalué si et comment la stabilité dynamique ML est influencée par l'asymétrie de répartition du poids.

6.3. Influence d'une charge additionnelle asymétrique sur la coordination entre posture et mouvement

Comme il a été mentionné plus haut, le port de charge asymétrique est bien connu pour induire une asymétrie de répartition du poids sur les appuis (Haddad et al., 2011; Wu et MacLeod, 2001). En effet, le port d'une charge unilatérale a pour conséquence d'induire une augmentation de la répartition du poids du côté surchargé, ce qui se traduit plus clairement par un déplacement du COM vers le côté

chargé (Wu et MacLeod, 2001). Cette asymétrie est d'autant plus grande que la charge portée unilatéralement est élevée.

Récemment, Robert et al (2007) ont examiné l'effet de l'asymétrie induite par le port de charge sur l'organisation posturo-cinétique d'une tâche consistant à pointer une cible avec le doigt tout en exécutant un pas vers l'avant avec la jambe ipsilatérale. La tâche était exécutée à partir de la posture debout statique. Dans cette étude, l'asymétrie de répartition du poids était induite en positionnant unilatéralement une charge d'environ 5 kg au niveau de la tête. Deux conditions asymétriques étaient étudiées : une condition avec la charge positionnée du côté des membres mobilisés (condition *oscillante*) et une condition avec la charge placée du côté opposé (condition *appui*). Le placement de la charge du côté des membres mobilisés avait pour conséquence d'entraîner un déplacement de la position initiale du COM vers le membre oscillant, et inversement lorsque la charge était positionnée du côté opposé. Les deux conditions asymétriques étaient comparées à une condition *centrale* dans laquelle la charge était placée au centre de la tête, n'affectant pas la position initiale du COM. Les résultats de cette étude ont montré, que lorsque le COM était davantage situé vers la jambe oscillante, la durée des APA était allongée. Cela était accompagné par un plus grand déplacement ML du tronc et de la tête vers le pied d'appui durant l'exécution du mouvement, lorsque le COM était initialement situé plus prés du membre mobilisé. Une conséquence de cette adaptation était que le déplacement ML du tronc et de la tête vers membre oscillant, qui succédait le déplacement initial vers le membre d'appui, était réduit lorsque la position initiale du COM était davantage située vers le membre oscillant. Malgré ces adaptions posturales, les paramètres du mouvement volontaire, caractérisés par les déplacements AP et ML de la main exécutant le pointage de la cible, n'étaient pas affectés par les changements dans la position initiale du COM. Selon ces auteurs, les adaptations des APA avaient lieu pour compenser les modifications dans la répartition initiale du poids sur les appuis. Plus précisément, les APA étaient adaptés pour générer les forces nécessaires pour déplacer le COM vers la jambe d'appui, condition nécessaire pour soulever le membre oscillant. Ces adaptations des APA contribuaient à maintenir les paramètres du mouvement volontaire invariants (déplacement de la main). Toutefois, ces auteurs n'ont pas examiné si et comment la stabilité ML durant l'exécution du mouvement était affectée par l'asymétrie de répartition du poids.

Partie 2

Problématique et méthodologie générale

1. Problématique

Ce travail de thèse s'inscrit dans la thématique de la ***coordination posture/mouvement chez l'homme***. Comme il a été développé au cours de la revue de littérature, l'exécution du mouvement volontaire constitue une perturbation de la posture et de l'équilibre. Pour contrecarrer cette perturbation, le système nerveux central (SNC) développe des phénomènes dynamiques et électromyographiques au niveau des segments corporels posturaux, i.e. au niveau des segments corporels qui ne sont pas directement impliqués dans le mouvement volontaire. Ces phénomènes surviennent avant même l'exécution du mouvement volontaire, il s'agit des « ajustements posturaux anticipateurs » (APA). Etant donné que ceux-ci précèdent, par définition, l'exécution du mouvement volontaire, ils ne résultent pas d'un retour afférent et font donc l'objet d'une programmation centrale. Les APA permettent donc d'appréhender la commande centrale adressée à la composante posturale associée au mouvement volontaire.

Selon le concept de « capacité posturo-cinétique », la performance du mouvement volontaire (en terme de vitesse ou de force maximale selon les critères de la tâche) dépend étroitement de la capacité du SNC à s'opposer à la perturbation posturale engendrée par le mouvement volontaire, i.e. qu'elle dépend de la capacité à générer des APA convenables, en amplitude et en durée. L'initiation de la marche est un paradigme classique d'étude de cette capacité posturo-cinétique. Il s'agit également d'une tâche fonctionnelle communément exécutée dans la vie de tous les jours. Le processus d'initiation de la marche a pour fonction de placer l'individu dans un état stable de marche dès le premier pas. Dans la direction de progression du corps, les APA associés à l'initiation de la marche ont pour fonction de générer les forces propulsives initiales permettant le déplacement le corps vers l'avant et contribuent à atteindre la vitesse de marche désirée (correspondant à la performance motrice) dès la fin du premier pas (Brenière et al., 1987; Lepers et Brenière, 1995).

Pour assurer une progression efficace du corps vers l'avant au cours de l'initiation de la marche, il est nécessaire que la posture verticale soit conservée. Cela implique que l'équilibre (dynamique) du corps soit maintenu. Durant l'initiation de la marche, l'équilibre postural est mis à rude épreuve, surtout dans la direction médiolatérale (ML). En effet, comme il a été souligné de façon récurrente dans la littérature et tout

au long de la revue de littérature de cette thèse, le fait de soulever le pied oscillant pour exécuter le premier pas provoque une réduction importante de la largeur de la base de support, ce qui rend la stabilisation du corps particulièrement difficile dans la direction ML. Pour s'opposer à cette perturbation de l'équilibre, le SNC développe deux types de mécanisme de contrôle de la stabilité ML. Il agit *par anticipation* à la perturbation, par le biais d'APA ML, et/ou *en réaction* à la perturbation, par le biais d'un placement du pied oscillant plus ou moins latéral à l'instant du posé du pied, ce qui a pour effet de modifier la largeur du pas (Lyon et Day, 1997; McIlroy et Maki, 1999; Yiou et Do, 2011; Zettel et al., 2002a;b). Tous deux, i.e. les APA ML et la largeur du pas, constituent les paramètres stabilisateurs de l'initiation de la marche.

Comme dans toute tâche motrice, le contrôle de la stabilité posturale durant l'initiation de la marche peut s'effectuer sous l'influence de diverses contraintes posturales internes (i.e. propres à l'état du corps) ou externes (i.e. liées à l'environnement). Ces contraintes peuvent potentiellement altérer la performance motrice et/ou la stabilité posturale ML, et par conséquent entraîner, dans le pire des cas, une chute latérale. Cela est particulièrement important si l'on considère que les chutes latérales sont particulièrement fréquentes chez les personnes posturo-déficientes (e.g., les personnes âgées), et qu'elles peuvent engendrer des traumatismes sévères, tels que des fractures du col du fémur ou du poignet (Kannus et al., 1999; Nevitt et Cummings, 1993) avec leur « cortège » de troubles psychologiques consécutifs (e.g., la peur de chuter). Si les mécanismes de protection contre les effets perturbateurs associés à la production du mouvement volontaire sont aujourd'hui bien connus (APA et placement latéral du pied dans le cas de l'initiation de la marche), en revanche, à l'heure actuelle, la question de leur adaptabilité aux contraintes posturales (internes ou externes) pouvant être imposées au sujet reste largement ouverte, le nombre d'étude portant sur cette problématique restant très limité. Yiou and Do (2011) ont examiné l'effet d'une perturbation posturale transitoire, induite par l'élévation rapide du membre supérieur, sur le contrôle de la stabilité ML au cours de la tâche d'initiation du pas (i.e. l'initiation du pas était combinée avec un lever latéral du bras). Ces auteurs ont montré que les APA ML associés au pas sont globalement modulés en fonction des conséquences de la perturbation à venir, i.e. l'élévation du bras, sur la stabilité ML. Plus spécifiquement, la modulation des caractéristiques spatiotemporelles des APA ML en situation de

« pas + lever du bras », permettait aux sujets de maintenir une stabilité ML optimale au cours de l'initiation du pas. Cette capacité d'adaptation des APA ML à une perturbation interne (endogène) a été par la suite observée dans une autre tâche motrice, i.e. l'élévation rapide du membre inférieur (Yiou et al., 2011a; Yiou et al., 2012b). Dans ces études, la contrainte posturale était expérimentalement induite en demandant aux sujets d'exécuter une élévation rapide du membre inférieur 1) en situation de pression temporelle forte vs. en situation de pression temporelle faible (Yiou et al., 2007a), ou encore 2) en hauteur (Yiou et al., 2011a), modifiant de ce fait l'anxiété posturale.

Ainsi, peu d'études se sont intéressées à l'adaptabilité des mécanismes de stabilisation ML de l'initiation de la marche en situation de contrainte posturale. Le présent travail de thèse vise à apporter des éléments de réponse à cette problématique. Plus précisément, l'objectif est de tester, chez le jeune adulte sain, l'adaptabilité des mécanismes de stabilisation ML de l'initiation de la marche à deux types de contraintes susceptibles d'altérer la stabilité ML : la surcharge (considérée comme une contrainte posturale externe) et la vitesse d'exécution (considérée comme une contrainte posturale interne). Comme il a été explicité au cours de la revue de littérature, ces deux facteurs sont bien connus pour avoir un effet potentiellement perturbateur sur la stabilité dynamique ML durant la marche stationnaire.

Trois situations expérimentales seront spécifiquement testées (Partie 3) :

- Dans une première situation expérimentale, les effets d'une charge additionnelle distribuée symétriquement (première étude) et asymétriquement (deuxième étude) par rapport aux plans frontal et médian du corps sur l'organisation biomécanique de l'initiation de la marche sont examinés ;

- Dans une deuxième situation expérimentale, les effets de la vitesse de marche sur le contrôle de la stabilité ML durant l'initiation de la marche sont évalués.

- Dans une troisième situation expérimentale, une nouvelle méthode permettant de détecter l'instant de décollement du talon oscillant durant l'initiation de la marche à partir des données d'une plateforme de force est proposée.

Notre hypothèse générale est que le SNC est capable, dans chacune des deux premières situations expérimentales proposées, de moduler les paramètres stabilisateurs de l'initiation de la marche afin de maintenir une stabilité posturale ML et une performance motrice optimales. Cette capacité d'adaptation aux contraintes posturales reflèterait la capacité posturo-cinétique des sujets. Nous développerons les hypothèses spécifiques à chaque expérience dans les études présentées dans la partie expérimentale (Partie 3).

2. Méthodologie générale

Dans cette section, nous présenterons la méthode commune aux différentes études de cette thèse. Nous aborderons les points suivants : les participants, le matériel, le protocole, l'analyse des données et les paramètres analysés. Les détails sur la méthodologie propre à chaque expérience sont donnés dans les différentes études contenues dans la partie expérimentale (Partie 3).

2.1. Les participants

Les individus recrutés dans chacune de nos études étaient tous jeunes et sains. Ils ne présentaient aucun antécédent de trouble neurologique, orthopédique ou tout autre trouble connu susceptible d'affecter leur marche ou leur équilibre. Tous les participants ont lu et signé un consentement éclairé avant de prendre part aux expérimentations qui ont été conduites en conformité avec la déclaration d'Helsinki (1964).

2.2. Matériels et protocole expérimental

Dans le cadre de ce travail de thèse, l'analyse biomécanique du processus d'initiation de la marche a été réalisée en utilisant la méthode dite « globale (cf. Brenière et collaborateurs). Cette méthode est associée à la technique de la plateforme de force et elle est basée sur le principe direct de la mécanique pour calculer l'accélération du COM ainsi que les positions instantanées du COP. Chacun de ces points – le COM et le COP – est une expression globale propre du mouvement.

L'un est l'expression instantanée des mouvements de tous les segments corporels en rapport avec l'objectif du mouvement, par exemple la vitesse maximale de progression du corps, l'autre est l'expression des conditions d'appui nécessaires à cet objectif. La plateforme de force constitue la technique appropriée à ce modèle puisqu'elle permet de mesurer directement les forces extérieures qui agissent aux appuis au cours du mouvement. Elle permet en outre de réaliser des mouvements sans entrave et ne nécessite aucune préparation particulière. De plus, elle permet de déterminer les accélérations du COM avec une précision que ne peuvent atteindre la plupart des autres systèmes d'analyse du mouvement.

Des plateformes de force de type AMTI (Advanced Mechanical Technology, Inc., Watertown, MA, USA) ont été utilisées dans le cadre de nos expérimentations. Cet outil permet d'enregistrer les forces de réaction au sol selon les 3 directions de l'espace (antéropostérieure, médiolatérale et verticale) ainsi que les moments associés. Différents modèles de plateforme de force AMTI ont été utilisés (Fig. 13): 2 plateformes BP400600-1000 (40 × 60 cm), 1 plateforme OR6-7 (46,4 × 50,8 cm) et 1 plateforme BP900900-1000 (90 × 90 cm).

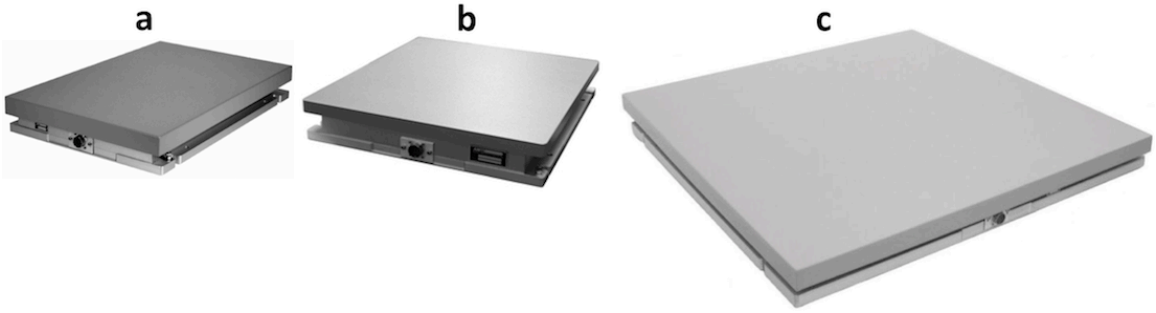

Figure 13. *Les différentes plateformes de force AMTI utilisées dans le cadre de ce travail de thèse : modèle BP400600-1000 (a), modèle OR6-7 (b) et modèle BP900900-1000 (c).*

Dans chaque étude, nous avons utilisé deux plateformes de force : une première plateforme de force sur laquelle le sujet se maintenait initialement debout et une seconde plateforme qui était positionnée en avant de la première afin de mesurer les forces et les moments relatifs au premier pas. Les modèles de plateforme utilisés seront précisés dans chacune des études. Les deux plateformes de force étaient

incorporées au début d'une piste de marche longue de 5 mètres. Les données de ces plateformes ont été collectées à une fréquence de 1000 Hz. D'autres outils expérimentaux tels qu'un système de capture de mouvement de type Vicon (études 1 et 3) ou un capteur de contact plantaire, appelé également « footswitch » (études 2 et 4), ont été utilisés dans nos études afin de déterminer certains paramètres spatiaux-temporels de l'initiation de la marche (e.g., instant du décollement du talon oscillant). Des cellules photo-électriques ont aussi été employées dans les études 1 et 2 pour mesurer et contrôler la vitesse de marche.

Le protocole expérimental était quasiment similaire dans les différentes études. Les sujets se tenaient initialement debout, pieds nus, sur la première plateforme de force, dans une posture naturelle avec les bras le long du corps. La position initiale des pieds au sol était librement choisie par le sujet (études 1 et 4) ou standardisée en fonction de la taille des sujets (études 2 et 3) comme définie par McIlroy et Maki (1997). La position des pieds était notée sur la première plateforme de force afin que les sujets reprennent la même position à chaque essai. Durant la posture debout initiale, les sujets avaient pour consigne de rester le plus immobile possible tout en fixant une cible de 10 cm de diamètre positionnée à hauteur des yeux et située à la fin de la piste de marche. Après un signal de préparation de l'expérimentateur, les sujets initiaient la marche à leur propre initiative et continuaient à marcher vers l'avant jusqu'à la fin de la piste de marche. Les sujets étaient conscients que le signal de l'expérimentateur n'était pas un signal de départ et, de ce fait, qu'ils pouvaient prendre le temps nécessaire pour préparer leur mouvement et qu'ils devaient initier la marche uniquement lorsqu'ils se sentaient prêts. La jambe oscillante était librement choisie par le sujet et restait la même pour tous les essais. L'expérimentateur déclenchait l'acquisition des données quand le sujet était immobile et au moins 1 seconde avant le signal de préparation.

2.3. Analyse des données

Avant analyse, les données de la plateforme de force ont été filtrées avec un filtre passe-bas de Butterworth d'ordre 4 avec une fréquence de coupure de 10 Hz (Winter, 1990). Dans les études 1 et 3, les données cinématiques collectées par le système

VICON (200 Hz) ont été filtrées à 15 Hz avec un filtre passe-bas de Butterworth d'ordre 4 (Mickelborough et al., 2000).

2.3.1. Le centre de pression

Les coordonnées du centre de pression selon la direction antéropostérieure (xCOP) et médiolatérale (yCOP) ont été calculées à partir des données de plateforme de force en utilisant les formules suivantes (Fig. 14) :

$$xCOP = \frac{-My + Fx \times dz}{Fz \times dx} \qquad (8)$$

$$yCOP = \frac{Mx - Fy \times dz}{Fz \times dy} \qquad (9)$$

où Mx et My sont respectivement les moments autour des axes antéropostérieur et médiolatéral, Fx, Fy et Fz sont respectivement les forces de réaction dans la direction antéropostérieure, médiolatérale et verticale, enfin *dz*, *dy* et *dx* sont respectivement les distances verticale, médiolatérale et antéropostérieure entre le centre géométrique de la plateforme et son origine.

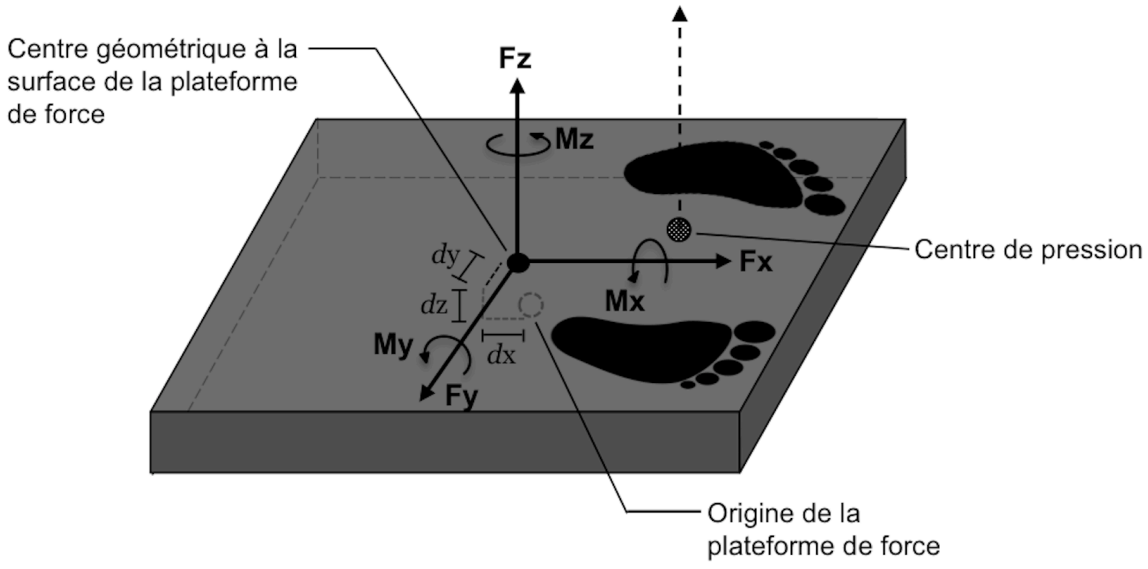

Figure 14. *Représentation schématique du système de coordonnées de la plateforme de force et du centre de pression. Fx, Fy and Fz sont respectivement les forces de réaction selon les directions*

antéropostérieure, médiolatérale et verticale. Mx, My and Mz *sont respectivement les moments autour de l'axe antéropostérieur, médiolatéral et vertical. dx, dy and dz sont respectivement les distances antéropostérieure, médiolatérale et verticale entre le centre géométrique de la plateforme et son origine.*

2.3.2. Le centre de masse

Les accélérations instantanées du COM dans les directions antéropostérieure (x"COM) et médiolatérale (y"COM) ont été calculées respectivement à partir des composantes antéropostérieure et médiolatérale de la force de réaction au sol, selon la seconde loi de Newton. Les vitesses du COM selon les directions antéropostérieure (x′COM) et médiolatérale (y′COM) ont été déterminées en intégrant numériquement l'accélération correspondante du COM par la méthode des trapèzes (Winter et Patla, 1997). Le déplacement ML du COM (yCOM) a été calculé par une intégration numérique (méthode des trapèzes) de la vitesse ML du COM. Le calcul des vitesses et du déplacement du COM a été réalisé avec une constante d'intégration nulle, c'est-à-dire que les vitesses et le déplacement du COM ont été considérés nuls à l'instant initial (Brenière et al., 1987). Par convention, la vitesse et le déplacement du COM et du COP ont été considérés positifs quand ils étaient dirigés vers l'avant et vers la jambe oscillante.

2.4. Les évènements temporels

Les données provenant des plateformes de force ont été utilisées pour identifier certains évènements temporels de l'initiation de la marche, à savoir les instants du début des APA et du contact du pied oscillant avec le sol. Comme le début des APA est connue pour différer selon la direction AP ou ML considérée (Lin et Yang, 2011), les instants du début des APA AP (tO_{AP}) et du début des APA ML (tO_{ML}) ont été identifiés séparément. Les instants tO_{AP} et tO_{ML} ont été déterminés respectivement lorsque les accélérations AP et ML du COM dépassaient de 2 écart-types le signal de base calculé sur les 250 premières millisecondes d'enregistrement durant lesquels le sujet était immobile (Yiou et al., 2011b; Yiou et al., 2012b). L'instant du contact du pied oscillant avec le sol, ou instant du posé du pied oscillant, a été déterminé quand la force de réaction verticale mesurée par la seconde plateforme atteignait 10 N (Ghoussayni et al., 2004). En fonction des études, l'instant de décollement du talon oscillant a été déterminé à partir du capteur footswitch (études 2 et 4) ou des données cinématiques

(études 1 et 3). Une nouvelle méthode pour détecter cet instant de décollement du talon oscillant à partir des données de plateforme de force sera d'ailleurs proposée dans l'étude 4.

2.5. Les paramètres mesurés

Plusieurs grandeurs biomécaniques associées à l'initiation de la marche ont été calculées dans l'ensemble des études et sont en partie illustrées sur la Figure 15. Ces grandeurs peuvent être classées en tant que paramètres temporels ou paramètres spatiaux. Les paramètres temporels qui ont été considérés sont les suivants :

- la durée des APA AP, correspondant à la durée entre les premières variations de l'accélération du COM dans la direction AP (tO_{AP}) et le décollement du talon oscillant.
- la durée des APA ML, i.e. la durée entre les premières variations de l'accélération ML du COM (tO_{ML}) et le décollement du talon.
- La durée d'exécution du pas : durée entre le décollement du talon et le contact du pied oscillant avec le sol.

Les paramètres spatiaux calculés dans chaque étude sont les suivants :

- Les positions AP et ML initiales du COM durant la posture debout statique, estimées en moyennant respectivement les positions AP et ML du COP sur les premières 250 millisecondes d'enregistrement durant lesquelles le sujet était immobile (McIlroy et Maki, 1999).
- Le recul maximal du COP durant les APA, caractérisant l'amplitude des APA AP.
- Le pic de déplacement ML du COP vers la jambe oscillante durant les APA, caractérisant l'amplitude des APA ML.
- Les vitesses AP et ML du COM à l'instant du décollement du talon oscillant.
- Les vitesses AP et ML du COM au moment du contact du pied oscillant avec le sol.
- L'écart ML entre le COM et le COP à l'instant du contact du pied oscillant avec le sol. Ce paramètre ainsi que la vitesse du ML du COM à l'instant du contact du pied oscillant sont considérés comme des indicateurs de l'instabilité ML durant l'exécution du pas (McIlroy et Maki, 1999; Yiou et Do, 2011). Plus précisément, une augmentation dans les valeurs de ces paramètres indique une plus grande instabilité ML.

- Le pic de vitesse AP du COM à la fin du premier pas ($x'COM_{max}$), qui représente la vitesse de progression à la fin du premier pas (Brenière et al., 1987).

- la longueur et la largeur du premier pas. Ces deux paramètres ont été déterminés soit à partir des données de plateformes (études 1 et 3), soit à partir des données cinématiques collectées par le système de capture du mouvement (étude 2).

En plus de ces paramètres spatio-temporels, d'autres paramètres ont été spécifiquement déterminés dans certaines expériences. Ces derniers seront présentés dans les études contenues dans la partie expérimentale.

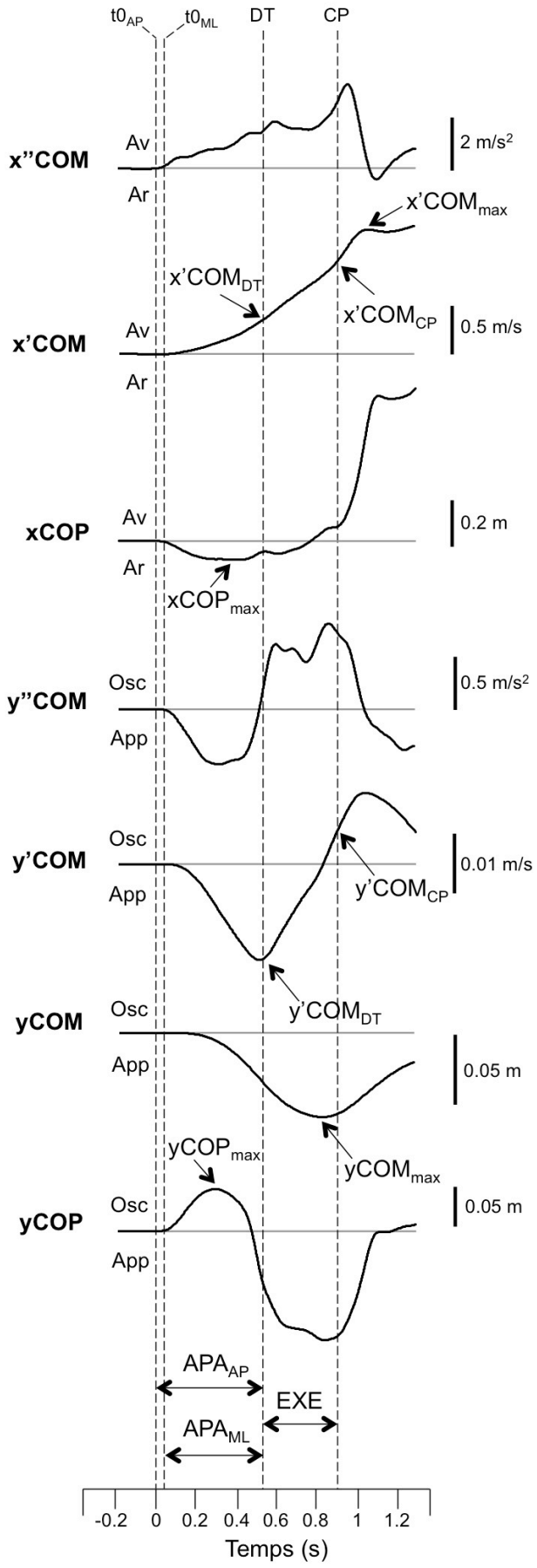

Figure 15. *Présentation des tracés biomécaniques obtenus lors de l'initiation de la marche. Les courbes affichées sont obtenues chez un sujet réalisant un essai d'initiation de la marche sans surcharge.*

x''COM, x'COM, xCOP : *respectivement accélération et vitesse du centre de masse (COM) dans la direction antéropostérieure (AP) et déplacement AP du centre de pression (COP).*

y''COM, y'COM, yCOM, yCOP : *accélération, vitesse et déplacement du COM dans la direction médiolatérale (ML) et déplacement ML du COP, respectivement.*

t0$_{AP}$ *et* ***t0$_{ML}$****: début de variation des tracés x''COM et y''COM, respectivement.* **DT** *et* **CP** *indiquent l'instant de décollement du talon et de contact du pied oscillant avec le sol, respectivement.* **Av, Ar, App et Osc** *indiquent vers l'avant, vers l'arrière, vers la jambe d'appui et vers la jambe oscillante.*

x'COM$_{DT}$, x'COM$_{CP}$, x'COM$_{max}$, xCOP$_{max}$*: respectivement vitesse AP du COM à l'instant du décollement du talon et à l'instant du contact du pied oscillant, pic de vitesse AP du COM à la fin du premier pas et recul maximal du COP durant les APA.*

y'COM$_{DT}$, y'COM$_{CP}$, yCOM$_{max}$, yCOP$_{max}$: *vitesse ML du COM à l'instant du décollement du talon et à l'instant du contact du pied oscillant avec le sol, pic de déplacement ML du COM durant l'initiation de la marche et pic de déplacement ML du COP vers la jambe oscillante durant les APA.*

APA$_{AP}$, APA$_{ML}$, EXE: *respectivement fenêtre temporelle des APA AP, APA ML et de la phase d'exécution du pas.*

Partie 3

Présentation des travaux

Etude 1. Influence d'une surcharge sur l'organisation biomécanique de l'initiation de la marche

Une partie de ce travail a donné lieu à la publication suivante :

Caderby T, Dalleau G, Leroyer P, Bonazzi B, Chane-Teng D, Do MC (2013). Does an additional load modify the Anticipatory Postural Adjustments in gait initiation? *Gait and Posture* 37 (1): 144-146.

1. RÉSUMÉ

L'objectif de cette étude est d'évaluer l'effet d'une surcharge sur l'organisation biomécanique de l'initiation de la marche. Dix-neuf individus jeunes et sains ont initié la marche à une vitesse similaire dans deux conditions de charge : une condition sans charge et une condition avec une surcharge correspondant à 15% de la masse corporelle. Cette surcharge était positionnée au niveau du centre de masse (COM) du corps et était répartie symétriquement selon les plans frontal et médian du corps. Les résultats montrent que l'amplitude des APA selon les directions antéropostérieur (AP) et médiolatérale (ML) (i.e. les pics de déplacement AP et ML du centre de pression durant les APA) ne différent pas entre les deux conditions de charge. En revanche, les durées des APA AP et ML sont allongées avec l'ajout de la surcharge. Cela contribue à produire une impulsion AP et ML durant les APA plus importantes dans la condition avec surcharge que dans la condition sans charge. Ces plus grandes impulsions avec la surcharge permettent de générer des vitesses AP et ML du COM à l'instant du décollement du talon similaires à celles de la condition sans charge. Dans la direction AP, cette adaptation des APA permet de maintenir une vitesse du COM à la fin du pas similaire à celle de la condition sans charge. Dans la direction ML, l'allongement de la durée des APA avec la surcharge engendre une chute du COM vers la jambe oscillante durant la phase d'exécution similaire à celle de la condition sans charge. Autrement dit, l'instabilité ML durant l'exécution du pas est similaire dans les deux conditions de charge. La largeur du pas ne nécessite donc pas d'être ajustée pour maintenir la stabilité posturale ML à l'instant du posé du pied dans la condition avec surcharge. En conclusion, les résultats de cette étude montrent que les participants augmentent la durée des APA AP en condition de surcharge pour assurer une vitesse de progression identique à celle de la condition sans charge. Les résultats montrent également que la durée des APA ML est modulée afin que la stabilité posturale ML durant l'initiation de la marche reste inchangée avec l'ajout d'une surcharge.

2. INTRODUCTION

Depuis les travaux pionniers de Belenkii et collaborateurs (1967), il est bien connu que l'exécution d'un mouvement volontaire est précédée par des phénomènes dynamiques et électromyographiques au niveau des segments posturaux. Ces derniers correspondent aux « ajustements posturaux anticipateurs » (APA). Les fonctions attribuées à ces APA sont communément (i) de contrer la perturbation induite par le mouvement volontaire à venir et (ii) d'assister la performance motrice (Bouisset, 1991; Bouisset et Do, 2008; Yiou et al., 2012a).

Durant l'initiation de la marche, il a été montré que des APA précédent le décollement du talon de la jambe oscillante (caractérisant le début du mouvement volontaire). Selon l'axe de progression (ou antéropostérieur, AP), ces APA se manifestent typiquement par un recul du COP qui contribue à propulser le COM vers l'avant (Brenière et Do, 1991; Brenière et al., 1987; Jian et al., 1993). Il a été montré que ce recul du COP est prédictif de la vitesse de progression du COM à la fin du premier pas (Brenière et al., 1987; Lepers et Breniere, 1995). Cette dynamique posturale anticipatrice serait principalement induite par une synergie musculaire stéréotypée, se caractérisant par une inhibition bilatérale des *soleus* (extenseurs de la cheville) suivie par une activation bilatérale des *tibialis anterior* (fléchisseurs de la cheville) (Brunt et al., 1999; Cook et Cozzens, 1976; Crenna et Frigo, 1991).

Comme il a été souligné dans la revue de littérature de cette thèse, des APA se manifestent également selon la direction ML durant l'initiation de la marche. Ces APA ML se caractérisent par un déplacement du COP vers la jambe oscillante ayant pour effet de propulser le COM en direction de la jambe d'appui. Cette dynamique posturale confère au COM une vitesse ML initiale dirigée vers la jambe d'appui au début de la phase d'exécution (Jian et al., 1993; McIlroy et Maki, 1999; Winter, 1995). Le rôle classiquement attribué à ces APA ML est de stabiliser le corps durant l'exécution du pas (Lyon et Day, 1997; McIlroy et Maki, 1999; Rogers et al., 2001; Yiou et al., 2012a; Yiou et Do, 2011).

Les questions de savoir si et comment l'ajout d'une charge au(x) segment(s) mobilisé(s) affecte la coordination entre la posture et le mouvement ont été abordées par plusieurs études. Ces études ont concerné la tâche classique d'élévation du bras

réalisée en posture debout (Bouisset et al., 2000a; Bouisset et Zattara, 1987;1981; Hay et Redon, 2001; Kasai et Taga, 1992; Patla et al., 2002; Zattara et Bouisset, 1988), la capture avec les bras tendus d'une charge relâchée par l'expérimentateur (Li et Aruin, 2007;2009) ou le pointage d'une cible placée au sol impliquant un déplacement de l'ensemble du corps vers l'avant (Robert et al., 2007). Par exemple, il a été montré que la durée des APA associés au mouvement d'élévation du bras était augmentée lorsqu'une charge était ajoutée au poignet du bras mobilisé (Bouisset et Zattara, 1987; Zattara et Bouisset, 1988). Cette augmentation de la durée des APA avec la charge additionnelle va dans le sens d'une adaptation visant à compenser l'augmentation de la perturbation posturale, induite par la plus grande inertie du segment focal, afin de maintenir l'équilibre postural. Malgré l'abondance des études portant sur l'effet de surcharge sur la coordination entre la posture et le mouvement, à l'heure actuelle, la question de l'influence du port de charge sur l'organisation posturale de l'initiation de la marche reste en suspens.

Selon les lois de la mécanique, le fait d'augmenter la masse totale du corps en ajoutant une surcharge implique que l'individu devra générer une plus grande quantité de forces propulsives (ou impulsion) pour générer une même vitesse de progression du COM durant l'initiation de la marche. Si cette condition n'est pas respectée, i.e. si l'individu ne produit pas davantage de forces propulsives en condition surchargée, la vitesse du COM sera inévitablement réduite. Comme il a été souligné lors de la revue de littérature, les vitesses AP et ML initiales du COM au début de la phase d'exécution, qui sont générées respectivement par les APA AP et ML, sont déterminantes pour la progression vers l'avant et la stabilité ML durant l'initiation de la marche. Cela s'explique principalement par le fait que la phase d'exécution du pas est comparable à une chute du corps sous l'action de la gravité (Lepers et Breniere, 1995; Lyon et Day, 1997), et par conséquent que les paramètres du mouvement durant l'exécution du pas sont prédéterminés par les vitesses initiales du COM au début de cette phase. Cela signifie que si l'individu ne maintient pas les vitesses AP et ML initiales du COM en condition surchargée, les paramètres du mouvement durant la phase d'exécution du pas seront inévitablement affectés. En cas d'absence de compensation durant cette phase d'exécution, ces changements dans les vitesses initiales du COM affecteront non seulement la vitesse de progression mais aussi la stabilité ML.

De manière intéressante, il a été montré que les APA AP sont capables de s'adapter afin de maintenir inchangée la vitesse de progression à la fin du premier pas lorsque l'initiation de la marche est perturbée par différentes contraintes biomécaniques, telles qu'une réduction de la base de support (Couillandre et al., 2000) ou encore un franchissement d'obstacle (Gélat et Breniere, 2000; Gélat et Pellec, 2007; Gélat et al., 2006). De même, des études récentes ont mis en évidence que le système nerveux central (SNC) a la capacité de moduler les APA ML durant la tâche d'élévation de la jambe de façon à ce que la stabilité ML reste inchangée lorsque celle-ci est menacée par différentes contraintes posturales, telles que la pression temporelle (Yiou et al., 2012b) ou encore la peur de chuter (Yiou et al., 2011a). Ainsi, le SNC semble être capable de moduler les APA associés au mouvement volontaire pour maintenir inchangées la vitesse de progression du corps et la stabilité ML, quand celles si sont affectées par des contraintes posturales. Toutefois, nous pouvons nous demander si ces principes s'appliquent lorsque l'individu doit initier la marche avec une surcharge.

L'objectif de cette étude est donc d'examiner les effets d'une surcharge sur l'organisation biomécanique du processus d'initiation de la marche. Nous faisons l'hypothèse que les paramètres spatio-temporels des APA AP devraient être modulés pour maintenir une vitesse de progression à la fin du pas équivalente durant l'initiation de la marche avec surcharge et sans charge. De même, nous supposons que les APA ML devraient être modulés de façon à maintenir inchangée la stabilité ML avec l'ajout de la charge.

3. MÉTHODES

3.1. Sujets

Dix-neuf sujets jeunes et sains ont participé à cette étude (16 hommes et 3 femmes ; moyenne d'âge : 20 ± 1 ans, taille : 176 ± 8 cm, masse : 70 ± 10 kg).

3.2. Dispositif expérimental et protocole

La marche était initiée à partir d'une plateforme de force AMTI de modèle BP400600-1000 (40×60 cm). Une seconde plateforme identique était placée immédiatement en avant de celle-ci (Fig. 16). Les deux plateformes de force étaient incorporées au début de la piste de marche. Un marqueur réfléchissant de 23 cm était placé sur le bord postérieur de chaque talon du sujet. Les données tridimensionnelles de ces deux marqueurs dans l'espace étaient collectées par un système de capture du mouvement (VICON 460, Oxford, UK) équipé de 6 caméras infrarouges. Deux cellules photo-électriques et leurs réflecteurs étaient positionnés en dehors de la piste de marche et de manière parallèle à la direction de la marche afin de mesurer la vitesse de marche. La première cellule était située juste après la seconde plateforme de force et la deuxième était placée environ à une distance d'un pas avant la fin de la piste de marche. L'ensemble des signaux était collecté simultanément par le système Vicon.

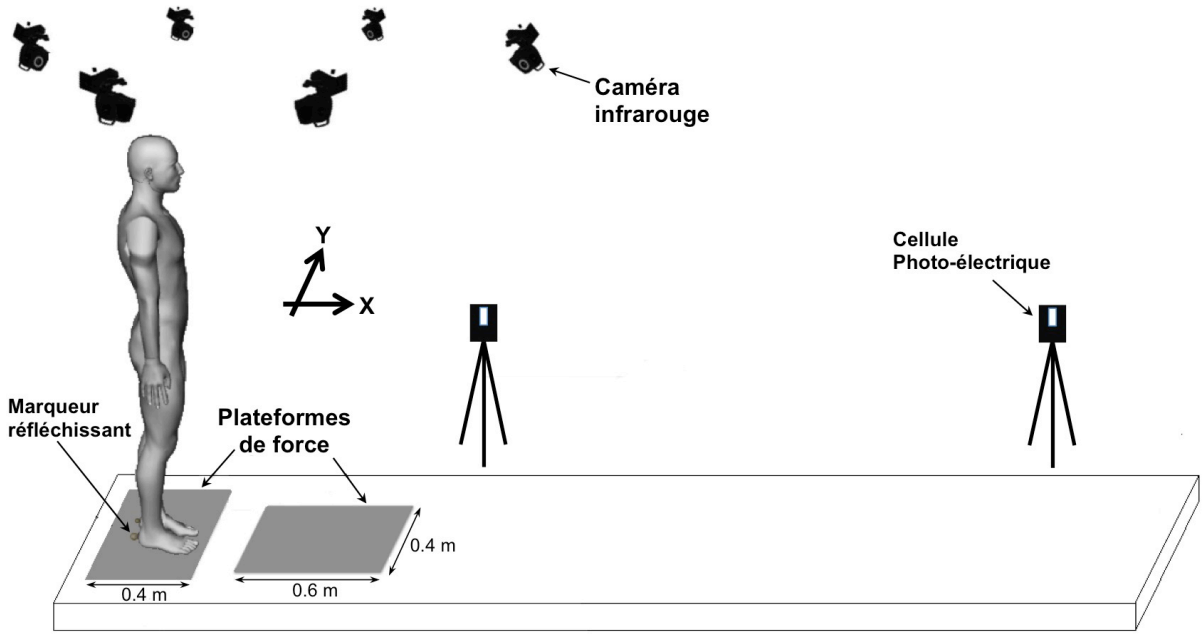

Figure 16. *Illustration du dispositif expérimental.*

Les sujets réalisaient la tâche d'initiation de la marche dans deux conditions de charge : une condition sans charge et une condition avec une surcharge. La surcharge était ajoutée au corps du sujet au moyen d'une ceinture positionnée à hauteur du

centre de masse du sujet, soit 57% de leur taille (Allard et al., 2012), et à laquelle des poids en plomb étaient ajoutés jusqu'à atteindre le chargement désiré. Les poids en plomb étaient répartis symétriquement selon les plans médian et frontal du corps afin de ne pas induire de modification dans la position horizontale initiale du COM durant la posture debout, facteur connu pour influencer les paramètres des APA (Azuma et al., 2007; Mille et Mouchnino, 1998; Patchay et Gahéry, 2003). La masse de la surcharge testée dans cette étude était de 15% de la masse corporelle du sujet, correspondant à une valeur de surcharge fréquemment rencontrée dans la vie quotidienne (Pascoe et al., 1997) et connue pour affecter la biomécanique de la marche (Wang et al., 2001). Dans les deux conditions de charge, les sujets devaient marcher à la même vitesse, c'est-à-dire à la vitesse naturellement adoptée en l'absence de charge additionnelle. Cette vitesse était déterminée avant le début des enregistrements, en demandant aux sujets de réaliser deux essais de marche à vitesse naturelle sur la piste de marche. La vitesse à chaque essai était mesurée grâce aux deux cellules photo-électriques. La vitesse naturelle considérée correspondait à la vitesse moyenne réalisée sur les deux essais. Durant l'expérimentation, la vitesse de marche était mesurée à chaque essai afin de s'assurer que les sujets marchaient bien à leur vitesse naturelle. L'erreur maximale autorisée a été fixée à 5% (Huang et al., 2013).

Dans chaque condition de chargement, les participants devaient réaliser quelques essais de familiarisation et ensuite effectuer 6 essais d'initiation de la marche. L'ordre des conditions était randomisé et une période de 3 minutes de repos était respectée entre les conditions afin d'éviter un effet de fatigue.

3.3. Les variables dépendantes

En plus des grandeurs biomécaniques présentées dans la partie 2 (voir « 2.5. Les paramètres mesurés »), d'autres variables ont été considérées dans cette étude. Les impulsions AP et ML durant la période des APA ont été calculées en intégrant respectivement les forces de réaction AP et ML durant la période des APA correspondante. L'instant de décollement du talon de la jambe oscillante, correspondant à la fin des APA, a été détecté à partir du déplacement vertical du marqueur positionné sur le talon de la jambe oscillante (Mickelborough et al., 2000).

La longueur et la largeur du pas ont également été déterminées à partir des données cinématiques.

3.4. Analyse statistique

Les variables dépendantes ont été calculées pour chaque essai et ont été moyennées sur les 6 essais réalisés dans chaque condition de chargement. La normalité des données a été vérifiée par le test du Kolmogorov-Smirnov. Des tests *t* de Student ont été utilisés pour évaluer l'effet de la surcharge sur les variables dépendantes. Le seuil de significativité a été fixé à $\alpha = 0,05$.

4. RÉSULTATS

Les résultats concernant l'effet de la surcharge sur les principales variables dépendantes sont résumés dans le Tableau 1.

Les positions initiales du COM selon l'axe AP et ML ne sont pas significativement différentes entre les conditions sans charge et avec surcharge, indiquant que l'ajout de la surcharge n'induit pas de changement dans la répartition de la masse corporelle sur les deux jambes. En revanche, le port de charge affecte significativement la durée des APA AP (t=2,250 ; P<0,05), la durée des APA ML (t=2,477 ; P<0,05), l'impulsion AP (t=4,377 ; P<0,001) et l'impulsion ML (t=4,480 ; P<0,001) durant les APA. Plus précisément, les valeurs de ces différentes variables sont augmentées avec l'ajout de la surcharge (Tableau 1). En revanche, l'analyse statistique a montré que la surcharge n'a pas d'effet significatif sur les autres variables considérées (P>0,05).

Tableau 1

Moyenne et écart-type des variables dépendantes dans les conditions sans charge et avec charge.

Condition	**Sans surcharge**	**Avec surcharge**
$\boldsymbol{dAPA_{AP}}$ (ms)	536 ± 75	573 ± 72 *
$\boldsymbol{dAPA_{ML}}$ (ms)	523 ± 73	564 ± 69 *
dEXE (ms)	564 ± 77	568 ± 73
$\boldsymbol{xCOP_{max}}$ (cm)	-2,0 ± 1,5	-1,9 ± 1,1
$\boldsymbol{yCOP_{max}}$ (cm)	4,2 ± 1,7	4,0 ± 1,5
$\boldsymbol{x'COM_{DT}}$ (cm/s)	21,7 ± 6,4	21,7 ± 4,9
$\boldsymbol{y'COM_{DT}}$ (cm/s)	-15,4 ± 2,3	-15,3 ± 2,2
$\boldsymbol{ImpAPA_{AP}}$ (N s)	10 ± 5	13 ± 5 **
$\boldsymbol{ImpAPA_{ML}}$ (N s)	-7 ± 3	-9 ± 3 **
$\boldsymbol{x'COM_{CP}}$ (cm/s)	99,3 ± 12,4	98,9 ± 8,7
$\boldsymbol{y'COM_{CP}}$ (cm/s)	12,1 ± 3,0	12,3 ± 3,3
$\boldsymbol{yCOM\text{-}yCOP_{CP}}$ (cm)	9,6 ± 1,7	9,7 ± 1,5
$\boldsymbol{x'COM_{max}}$ (m/s)	1,22 ± 0,15	1,21 ± 0,10
Longueur pas (cm)	75,3 ± 4,3	75,0 ± 3,4
Largeur pas (cm)	17,1 ± 3,3	17,3 ± 4,0

$dAPA_{AP}$, $dAPA_{ML}$: durée des APA AP et des APA ML, respectivement. dEXE : durée d'exécution, $xCOP_{max}$, $yCOP_{max}$: recul maximal du COP durant les APA et pic de déplacement médiolatéral du COP vers la jambe oscillante durant les APA, respectivement. $x'COM_{DT}$, $y'COM_{DT}$: respectivement vitesses antéropostérieure et médiolatérale du COM à l'instant du décollement du talon. $ImpAPA_{AP}$, $ImpAPA_{ML}$: impulsions antéropostérieure et médiolatérale durant les APA, respectivement. $x'COM_{CP}$, $y'COM_{CP}$: respectivement vitesses antéropostérieure et médiolatérale du COM au moment du contact du pied oscilant avec le sol. $yCOM\text{-}yCOP_{CP}$: écart médiolatéral entre le COM et le COP à l'instant du contact du pied oscillant avec le sol. $x'COM_{max}$: pic de vitesse antéropostérieure du COM à la fin du premier pas. Par convention, la vitesse et le déplacement du COM et du COP sont considérés positifs quand ils sont dirigés vers l'avant et vers la jambe oscillante.

**, ** : différence significative avec P<0,05 et P<0,01, respectivement.*

5. DISCUSSION

L'objectif de cette étude était d'examiner l'effet d'une surcharge disposée symétriquement par rapport aux plans médian et frontal du corps sur l'organisation biomécanique de l'initiation de la marche. Pour cela, des sujets sains ont réalisé des séries d'initiation de la marche à une vitesse identique dans deux conditions de charge : une condition sans surcharge et une condition avec une surcharge correspondant à 15% de leur masse corporelle.

Les APA AP et ML sont modifiés avec la surcharge

Les résultats de cette étude montrent que les durées des APA AP et des APA ML sont plus longues dans la condition d'initiation de la marche avec surcharge que dans la condition sans surcharge. En revanche, le recul maximal du COP et le pic de déplacement ML du COP vers la jambe oscillante durant les APA, qui caractérisent respectivement l'amplitude des APA AP et l'amplitude des APA ML, ne différent pas entre les deux conditions de charge. Durant l'initiation de la marche, il est bien connu que le déplacement du COP vers l'arrière et vers la jambe oscillante durant les APA génère les forces propulsives qui accélèrent le COM dans la direction opposée, i.e. vers l'avant et vers la jambe d'appui (Brenière et Do, 1991; Jian et al., 1993; Lepers et Breniere, 1995; Lyon et Day, 1997). De cette manière, les APA induisent des vitesses AP et ML initiales au COM à l'instant du décollement du talon oscillant. Dans la présente étude, nous avons constaté que les impulsions AP et ML produites durant les APA sont plus importantes dans la condition de surcharge que dans la condition sans surcharge. Ces plus grandes impulsions anticipatrices dans la condition surchargée permettent de générer des vitesses AP et ML du COM à l'instant du décollement du talon équivalentes à celles de la condition sans surcharge. Etant donné que les amplitudes AP et ML des APA ne différent pas entre les deux conditions de charge, nous proposons que l'augmentation de la durée des APA dans les directions AP et ML contribue à la production de ces plus grandes impulsions anticipatrices en condition de surcharge. Ces résultats sont en accord avec ceux de Couillandre et collaborateurs (2000). Ces auteurs ont en effet observé que, dans une situation d'initiation de la marche avec une base posturale réduite (posture debout

avec les talons décollés), des individus sains augmentent la durée des APA afin de générer une vitesse AP du COM à la fin des APA similaire à la condition d'initiation de la marche normale, c'est-à-dire avec les talons au sol.

Récemment, Honeine et collaborateurs (2013) ont examiné l'effet d'une surcharge d'environ 20kg sur l'organisation biomécanique de l'initiation de la marche dans la direction AP. Les résultats de cette dernière étude ont montré que la durée comprise entre le début des APA (i.e. le début de variation des forces de réaction au sol) et le décollement du pied oscillant était plus importante dans la condition avec surcharge (605 ± 50 ms, en situation de vitesse normale) que dans la condition sans charge (571 ± 50 ms). Cependant, cette différence n'était pas significative dans leur étude (P>0,05). Cette absence de significativité, qui contraste avec notre étude, pourrait s'expliquer par le plus faible nombre de sujets dans cette dernière étude (10 sujets contre 19 sujets dans notre étude), induisant probablement une puissance statistique insuffisante pour démontrer une différence significative dans cette durée entre les deux conditions de charge. Par ailleurs, ces auteurs ne reportaient pas les valeurs d'amplitude des APA, ni de vitesse du COM à l'instant du décollement du pied. Par conséquent, il n'est pas possible de savoir si les sujets de cette étude adoptaient une stratégie anticipatrice différente de notre étude (e.g., augmentation de l'amplitude des APA) ou encore s'ils maintenaient une vitesse initiale du COM similaire dans les deux conditions de charge, comme cela était le cas dans notre étude.

Par ailleurs, une étude récente s'est intéressée à l'effet de la surcharge pondérale sur l'organisation du processus d'initiation de la marche chez des adolescents (Colné et al., 2008). Ces auteurs ont montré que l'amplitude et la durée des APA selon l'axe AP ne diffèrent pas entre les adolescents obèses et normo-pondérés. En revanche, la vitesse AP du COM à l'instant du décollement du talon est inférieure chez les adolescents obèses comparée celle des sujets normo-pondérés. Ces résultats supportent l'idée selon laquelle, lorsque l'initiation de la marche est réalisée avec une surcharge (externe ou pondérale), les APA nécessitent d'être modulés afin de générer une même vitesse initiale au corps.

Incidence des adaptations des APA avec la surcharge sur la progression vers l'avant et la stabilité posturale ML

Des études précédentes ont montré que la phase d'exécution de l'initiation de la marche est comparable à une chute balistique et, de ce fait, que les vitesses AP et ML initiales du COM prédéterminent les paramètres cinématiques du COM durant l'exécution du pas (Lepers et Brenière, 1995; Lyon et Day, 1997). Plus précisément dans la direction AP, il a été montré que la vitesse de progression du COM atteinte à la fin du premier pas est dépendante de la vitesse AP du COM à l'instant du décollement du talon (Brenière et Do, 1987; Gélat et al., 2006; Lepers et Brenière, 1995). Dans la direction ML, il est connu que l'étendue de la chute du COM vers la jambe oscillante durant la phase d'exécution, laquelle caractérise l'instabilité ML, dépend de la vitesse ML du COM au début de la phase d'exécution (Corbeil et Anaka, 2011; Lyon et Day, 1997). Dans la présente étude, les vitesses AP et ML initiales du COM sont identiques dans les deux conditions. Par conséquent, les paramètres spatio-temporels de l'exécution du pas (en terme de durée, de longueur et largeur du pas, de vitesses et de déplacements AP et ML du COM) ne varient pas entre les deux conditions de charge. De manière plus précise, nos résultats confirment que les sujets maintiennent une vitesse de progression à la fin du premier pas (i.e. le pic de vitesse AP du COM) similaire dans les deux conditions de charge. Nos résultats montrent également que l'étendue de la chute latérale du COM durant l'exécution du pas (caractérisée par la vitesse ML du COM et l'écart entre le COP et le COM à l'instant du contact du pied oscillant avec le sol) est équivalente dans les deux conditions de charge. Cet absence de changement dans la chute du COM évite aux participants d'augmenter la largeur du pas pour maintenir la stabilité ML. En clair, nos résultats suggèrent que le maintien des vitesses AP et ML initiales du COM avec l'ajout de la surcharge contribue non seulement au maintien de la vitesse de progression à la fin du premier pas, mais également à la conservation de la stabilité posturale ML durant l'initiation de la marche avec surcharge. Les résultats de la présente étude sont en accord avec ceux de Honeine et collaborateurs (2013). Ces auteurs ont en effet observé que les paramètres spatio-temporels de la phase d'exécution de l'initiation de la marche n'étaient pas affectés par le port de charge, et que les individus étaient capables de maintenir une vitesse de progression à la fin du pas équivalente avec et sans surcharge. Les résultats présents sont aussi en accord avec les études

précédentes portant sur la tâche classique d'élévation du bras (Bouisset et Zattara, 1987; Zattara et Bouisset, 1988). En effet, ces études ont montré que des individus sains augmentaient la durée des APA lorsque une charge était ajoutée poignet du segment mobilisé. Cette adaptation visait vraisemblablement à compenser la plus grande perturbation posturale induite par l'ajout de la charge afin de maintenir l'équilibre postural.

En conclusion, les résultats de la présente étude révèlent que, durant l'initiation de la marche avec une surcharge, des individus jeunes et sains augmentent la durée des APA AP pour atteindre une vitesse de progression similaire à celle de l'initiation de la marche sans surcharge. Les résultats montrent également que la durée des APA ML est modulée afin que la stabilité posturale ML reste inchangée avec l'ajout d'une surcharge positionnée symétriquement selon les plans frontal et sagittal du corps.

Etude 2. Influence de changements dans la répartition du poids sur les appuis induits par un port de charge asymétrique sur l'organisation biomécanique de l'initiation de la marche dans le plan frontal

La publication concernant cette étude est en cours de rédaction.

1. RÉSUMÉ

Le but de cette étude est d'examiner si et comment des changements dans la répartition du poids sur les appuis affectent le processus d'initiation de la marche dans le plan frontal. Dans cette étude, les changements dans la répartition du poids étaient induits par l'ajout d'une charge asymétrique au niveau du COM du sujet. Quinze adultes jeunes et sains ont réalisé des séries d'initiation de la marche à une vitesse identique dans 3 conditions expérimentales : une condition avec une charge additionnelle symétriquement répartie sur les deux appuis (condition Symétrique), une condition avec une charge répartie uniquement sur le côté de la jambe oscillante (condition Oscillante) et une condition avec une charge répartie uniquement sur le côté de la jambe d'appui (condition Appui). Les résultats montrent que, comparée à la condition Symétrique, la position ML initiale du COM est déplacée vers le côté du membre surchargé dans les conditions de charge asymétrique. Autrement dit, la répartition du poids sur la jambe oscillante est augmentée dans la condition Oscillante et diminuée dans la condition Appui en comparaison à la condition Symétrique. Les résultats montrent également que, contrairement à la durée des APA ML, l'amplitude des APA ML (en terme de pic de déplacement ML du COP) est modulée en fonction de la répartition du poids sur les appuis. Celle-ci est augmentée lorsque le poids sur la jambe oscillante est plus important, alors qu'elle est réduite quand le poids réparti sur la jambe oscillante est diminué. Cette adaptation des APA ML en fonction de la répartition du poids sur les appuis contribue à propulser latéralement le COM à une distance du pied d'appui similaire dans toutes les conditions, ce qui permet au sujet de maintenir la stabilité ML durant la phase d'exécution du pas. En conclusion, nous proposons que le SNC module les APA ML en fonction de la répartition du poids sur les appuis de manière à maintenir une stabilité ML optimale durant la phase d'exécution de l'initiation de la marche.

2. INTRODUCTION

Dans l'étude précédente, les résultats ont montré que les participants augmentent la durée des APA ML afin que la stabilité ML durant l'initiation de la marche reste inchangée avec l'ajout d'une charge disposée symétriquement selon les plans frontal et médian du corps. Les résultats de cette étude nous amènent à nous poser la question de savoir comment le SNC module les APA ML lorsqu'une charge additionnelle est disposée asymétriquement par rapport au plan médian. Comme il a été souligné dans la littérature, le port de charge unilatéral induit un déplacement du COM vers le côté du membre chargé (Haddad et al., 2011; Wu et MacLeod, 2001). Autrement dit, le port d'une charge asymétrique entraîne une répartition du poids plus importante sur l'appui ipsilatéral à la charge.

Des études récentes ont mis en évidence l'effet d'un changement dans la répartition du poids sur les appuis, induit par le port de charge, dans différentes tâches motrices, comme par exemple la capture d'une charge avec les bras tendus (Li et Aruin, 2009) ou encore le pointage d'une cible placée au sol combinée avec un pas vers l'avant (Robert et al., 2007). Par exemple, Robert et collaborateurs (2007) ont reporté que des changements dans la répartition du poids sur les appuis provoquait des changements dans les paramètres des APA mais pas dans la trajectoire du doigt (mouvement focal). Selon ces auteurs, ces résultats suggèrent que les composantes posturales et focales de la tâche seraient contrôlées indépendamment par le biais de commandes parallèles (« contrôle parallèle »), au lieu d'être contrôlées par une même commande motrice (« contrôle hiérarchique »).

D'autres auteurs ont cherché à savoir comment la répartition de la masse corporelle sur les appuis affecte l'organisation biomécanique de l'initiation de la marche (Azuma et al., 2007; Patchay et Gahéry, 2003). Dans ces études, des changements dans la répartition de la masse corporelle étaient induits expérimentalement en demandant à des sujets sains de répartir leur poids plutôt sur la jambe d'appui ou sur la jambe oscillante. Globalement, ces études ont reporté qu'une augmentation de la répartition du poids sur la jambe oscillante induisait une plus longue durée des APA, une plus courte durée d'exécution du pas et une vitesse de progression vers l'avant plus importante. Des résultats opposés ont été observés quand les sujets répartissaient davantage de poids sur la jambe d'appui. Malgré

l'effort effectué par ces auteurs, nous ignorons toujours comment un changement dans la répartition du poids influence les paramètres stabilisateurs de l'initiation de la marche (APA ML et largeur du pas) et la stabilité ML associée. Aucune information sur ces paramètres n'a été fournie dans ces études.

Lorsque l'individu répartit davantage de poids sur la jambe d'appui durant la posture debout initiale, l'amplitude de la dynamique posturale anticipatrice selon l'axe ML doit être réduite (comparée à la posture debout avec une répartition symétrique du poids sur les appuis) pour maintenir la stabilité posturale durant l'exécution du pas. Si cela n'est pas le cas, le COM pourrait alors être propulsé au-delà de la base de support, avec un risque de déséquilibre vers le côté de la jambe d'appui. Pour rattraper l'équilibre, un pas croisé devrait alors être effectué, stratégie bien connue pour être à haut risque de chute (Mille et al., 2005). A l'inverse, lorsque le poids est davantage réparti sur la jambe oscillante durant la posture debout initiale, l'amplitude de la dynamique posturale anticipatrice ML nécessite d'être augmentée pour maintenir la stabilité posturale. Si cela n'est pas accompli, la tendance du COM à chuter vers le côté de la jambe oscillante durant l'exécution du pas sera exacerbée avec un risque potentiel de déséquilibre. Une stratégie d'augmentation de la largeur du pas devrait alors être mise en place pour maintenir l'équilibre. En clair, la répartition du poids sur les appuis pourrait influencer différemment la stabilité ML en fonction du membre surchargé.

Le but de cette étude est donc d'étudier l'effet de changements dans la répartition du poids sur les appuis induits par un port de charge asymétrique sur l'organisation biomécanique de l'initiation de la marche dans le plan frontal. En se basant sur les résultats de notre étude 1, nous formulons l'hypothèse selon laquelle les paramètres spatio-temporels des APA ML sont modulés en fonction de la répartition du poids sur les appuis pour que la stabilité posturale ML reste inchangée. Etant donné que la vitesse de marche peut potentiellement influencer la stabilité ML, ce paramètre sera étroitement contrôlé dans les différentes conditions.

3. MÉTHODES

3.1. Sujets

Quinze sujets jeunes et sains ont participé à cette étude (13 hommes et 2 femmes ; moyenne d'âge : 21 ± 2 ans, taille : 176 ± 9 cm, masse : 70 ± 10 kg).

3.2. Dispositif expérimental et protocole

Comme dans l'étude 1, la marche était initiée à partir d'une plateforme de force AMTI de modèle BP400600-1000 (40 × 60 cm). Une seconde plateforme identique était placée en avant de celle-ci. Les deux plateformes de force étaient incorporées au début de la piste de marche. Dans cette étude, un capteur footswitch (25 mm, Biometrics, France) était positionné sous le talon de la jambe oscillante durant la posture debout initiale. Ce dernier était fixé à la première plateforme de force et était utilisé pour détecter l'instant de décollement du talon oscillant. Deux cellules photo-électriques étaient aussi utilisées pour mesurer et contrôler la vitesse de marche (voir étude 1). L'ensemble des signaux était synchronisé et transmis à un système d'acquisition.

Les sujets réalisaient plusieurs essais d'initiation de la marche dans trois conditions expérimentales (Fig. 17): une condition avec une surcharge répartie symétriquement sur les deux appuis (condition *Symétrique*), une condition avec une surcharge répartie unilatéralement du côté de la jambe d'appui (condition *Appui*) et une condition avec une surcharge répartie unilatéralement du côté de la jambe oscillante (condition *Oscillante*). La surcharge était ajoutée au sujet au moyen d'une ceinture positionnée à hauteur du COM du sujet, soit 57% de leur taille (Allard et al., 2012), et à laquelle des poids en plomb étaient ajoutés jusqu'à atteindre le chargement désiré. La masse de la surcharge testée dans cette étude était de 10% de la masse corporelle du sujet. Cette valeur de surcharge est connue pour modifier la position initiale du COM durant la station debout (Wu et MacLeod, 2001) et affecter la biomécanique de la marche (DeVita et al., 1991; Zhang et al., 2010) dans le cas d'un port de charge unilatéral. Dans toutes les conditions, la surcharge était répartie symétriquement par rapport au plan frontal du corps afin de ne pas induire de

modification dans la position AP initiale du COM durant la posture debout (Caderby et al., 2013).

Afin de comparer les différentes conditions, les sujets devaient marcher à la même vitesse, c'est-à-dire à la vitesse naturellement adoptée en l'absence de surcharge (voir procédure dans étude 1). Dans chaque condition expérimentale, les participants devaient réaliser 2 essais de familiarisation et ensuite effectuer 8 essais d'initiation de la marche. L'ordre des conditions était randomisé et une période de 3 minutes de repos était imposée entre les conditions afin d'éviter un effet de fatigue.

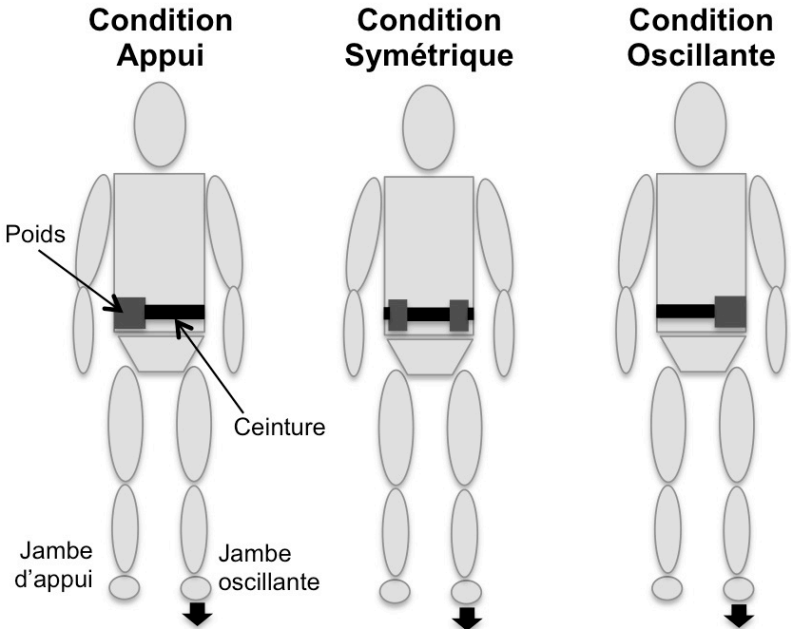

Figure 17. *Représentation schématique des différentes conditions expérimentales (Vue de face).*

3.3. Variables dépendantes

En plus des paramètres biomécaniques présentés dans la partie 2 (voir 2.5. Les paramètres mesurés »), d'autres paramètres ont été considérés dans cette étude. Nous avons reporté le déplacement ML maximal du COM vers la jambe d'appui ($yCOM_{max}$) durant l'initiation de la marche (Fig. 18). L'écart ML entre le COM et le COP à cet instant a été calculé. La longueur et la largeur du pas ont été estimées respectivement par les distances AP et ML entre les positions du COP à l'instant du

décollement du pied oscillant et à l'instant du décollement du pied d'appui (Gélat et al., 2006).

3.4. Analyse statistique

Les moyennes et écart-types des variables dépendantes ont été calculés pour chaque condition expérimentale. La normalité des données a été vérifiée par le test du Kolmogorov-Smirnov. Des analyses de variance (ANOVA) à mesures répétées avec la condition de répartition de la surcharge (Appui, Symétrique, et Oscillante) comme facteur intra-sujet ont été conduites séparément sur les différentes variables. Une analyse *post hoc* de Tukey a été utilisée lorsque une différence statistique était observée. Le seuil de significativité a été fixé à $\alpha = 0,05$.

4. RÉSULTATS

Comme illustré par les tracés biomécaniques (Fig. 18), le mouvement d'initiation de la marche suit un pattern similaire dans les différentes conditions de répartition de la charge. Ce pattern a été précédemment décrit dans la littérature (Azuma et al., 2007; Brenière et al., 1987; Jian et al., 1993). Les effets de la répartition de la surcharge sur les paramètres spatio-temporels de l'initiation de la marche sont résumés dans le Tableau 2 ci-dessous.

Posture initiale. L'analyse statistique a révélé que la répartition de la surcharge affecte significativement la position initiale du COM dans la direction ML ($F_{1,14}$=66,853 ; P<0,001), mais pas dans la direction AP (P>0,05). L'analyse *post hoc* a révélé que la position ML initiale du COM est significativement différente entre les trois conditions expérimentales (P<0,001). Comparativement à la condition Symétrique, la position ML initiale du COM est déplacée vers la jambe oscillante dans la condition Oscillante, tandis qu'elle est déplacée vers la jambe d'appui dans la condition Appui. La position ML initiale du COM (par rapport à la ligne centrale passant entre les pieds) est située à 0,8 ± 0,7 cm du côté de la jambe oscillante dans la condition oscillante, à 0,7 ± 0,6 cm du côté de la jambe d'appui dans la condition Appui et à 0,1 ± 0,6 cm du côté de la jambe oscillante dans la condition Symétrique.

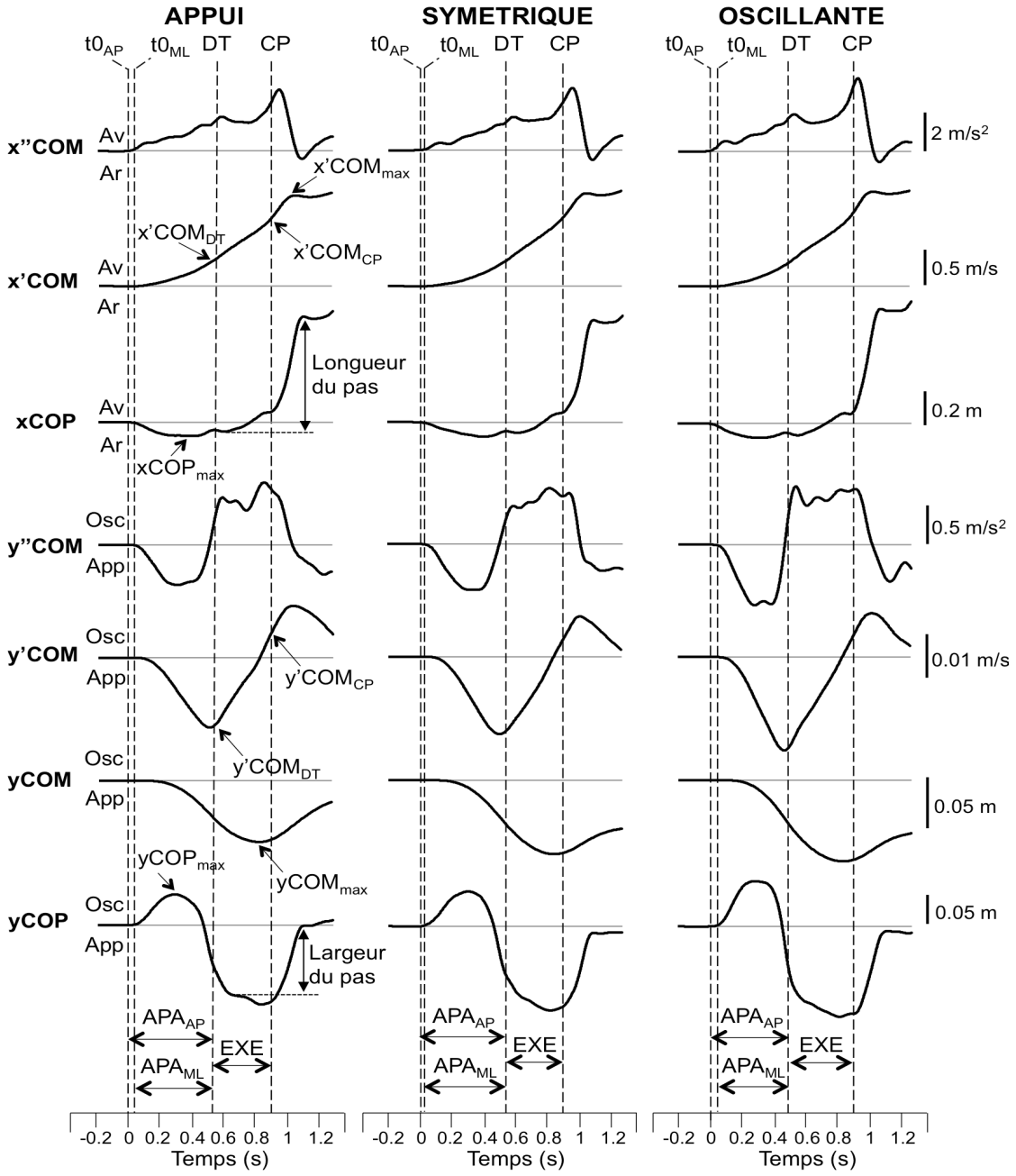

Figure 18 . *Exemple des principaux tracés biomécaniques obtenus pour un sujet représentatif initiant la marche dans les trois conditions expérimentales (Appui, Symetrique et Oscillante).* x''COM, x'COM, xCOP *: respectivement accélération et vitesse du centre de masse (COM) dans la direction antéropostérieure (AP) et déplacement AP du centre de pression (COP).* y''COM, y'COM, yCOM, yCOP : *accélération, vitesse et déplacement du COM dans la direction médiolatérale (ML) et déplacement ML du COP, respectivement.* $t0_{AP}$ *et* $t0_{ML}$*: début de variation des tracés x''COM et y''COM, respectivement. DT et CP indiquent l'instant de décollement du talon et de contact du pied oscillant avec le sol, respectivement. Av, Ar, App et Osc indiquent vers l'avant, vers l'arrière, vers la jambe d'appui et vers la jambe oscillante.* $x'COM_{DT}$, $x'COM_{CP}$, $x'COM_{max}$, $xCOP_{max}$*: respectivement vitesse AP du COM à l'instant du décollement du talon et à l'instant du contact du pied oscillant, pic de vitesse AP du COM à la fin du premier pas et recul maximal du COP durant les APA.* $y'COM_{DT}$, $y'COM_{CP}$, $yCOM_{max}$, $yCOP_{max}$*: vitesse ML du COM à l'instant du décollement du talon et à l'instant du contact du pied oscillant avec le sol, pic de déplacement ML du COM durant l'initiation de la marche et pic de déplacement ML du COP vers la jambe oscillante durant les APA.* APA_{AP}, APA_{ML}, EXE: *respectivement fenêtre temporelle des APA AP, APA ML et de la phase d'exécution du pas.*

Ajustements posturaux anticipateurs. L'ANOVA a montré que la répartition de la surcharge n'a aucun effet sur la durée des APA AP, le recul maximal du COP durant les APA (amplitude des APA AP) et la vitesse AP du COM à l'instant du décollement du talon oscillant (P>0,05), indiquant que la répartition de la surcharge n'affecte pas les APA selon la direction AP.

Selon la direction ML, aucun effet significatif de répartition de la surcharge n'a été trouvé pour la durée des APA (P>0,05). En revanche, l'ANOVA a révélé un effet significatif de la répartition de la surcharge sur le pic de déplacement ML du COP durant les APA ($F_{1,14}$=20,318 ; P<0,001) et sur la vitesse ML du COM à l'instant du décollement du talon ($F_{1,14}$=30,999 ; P<0,001). L'analyse *post hoc* a indiqué que ces paramètres diffèrent significativement entre les trois conditions. En comparaison avec la condition Symétrique, le pic de déplacement du COP durant les APA et la vitesse ML du COM au décollement du talon sont significativement plus importants dans la condition Oscillante et sont moins importants dans la condition Appui (voir Figure 19 pour détails sur les tests *post hoc)*.

Tableau 2

Moyenne et écart-type des variables dépendantes dans les différentes conditions expérimentales.

Paramètres	**Appui**	**Symétrique**	**Oscillant**	Valeur *P*
Ajustements posturaux anticipateurs				
$dAPA_{AP}$ (ms)	611 ± 85	620 ± 73	635 ± 72	
$dAPA_{ML}$ (ms)	596 ± 93	606 ± 99	620 ± 104	
$xCOP_{max}$ (cm)	-4,2 ± 1,8	-4,2 ± 1,8	-4,3± 1,9	
$yCOP_{max}$ (cm)	4,2 ± 1,2	4,8 ± 1,5	5,4 ± 1,6	*P*<0,001
$x'COM_{DT}$ (m/s)	0,22 ± 0,06	0,23 ± 0,07	0,24 ± 0,07	
$y'COM_{DT}$ (cm/s)	-13,6 ± 1,9	-15,4 ± 1,8	-16,7 ± 1,9	*P*<0,001
Exécution du pas et stabilité médiolatérale				
dEXE (ms)	489 ± 61	499 ± 59	480 ± 64	
$yCOM_{max}$ (cm)	-5,8 ± 1,0	-6,7 ± 0,9	-7,3 ± 0,8	*P*<0,001
yCOM-$yCOP_{max}$ (cm)	7,5 ± 1,1	7,5 ± 1,1	7,6 ± 1,1	
yCOM-$yCOP_{CP}$ (cm)	8,7 ± 1,7	8,5 ± 1,5	8,5 ± 1,4	
$y'COM_{CP}$ (cm/s)	11,3 ± 3,3	10,9 ± 3,2	11,0 ± 3,3	
$x'COM_{CP}$ (m/s)	0,87 ± 0,1	0,89 ± 0,1	0,89 ± 0,1	
$x'COM_{max}$ (m/s)	1,2 ± 0,1	1,2 ± 0,1	1,2 ± 0,1	
Longueur pas (cm)	67,1 ± 7,1	68,8 ± 7,2	68,0 ± 6,5	
Largeur pas (cm)	16,2 ± 3,7	16,2 ± 3,3	16,3 ± 2,9	

$dAPA_{AP}$, $dAPA_{ML}$: durée des APA AP et APA ML, respectivement. $xCOP_{max}$: recul maximal du COP durant les APA. $yCOP_{max}$: pic de déplacement ML du COP durant APA. $x'COM_{DT}$, $y'COM_{DT}$: vitesses AP et ML du COM à l'instant du décollement du talon, respectivement. dEXE: durée d'exécution du pas. $yCOM_{max}$: déplacement ML maximal du COM vers la jambe d'appui. yCOM-$yCOP_{max}$: écart ML entre le COM et COP à l'instant où le COM atteint son déplacement ML maximal vers la jambe d'appui. yCOM-$yCOP_{CP}$: écart ML entre le COM et le COP à l'instant du contact du pied oscillant avec le sol. $y'COM_{CP}$, $x'COM_{CP}$: vitesses ML et AP du COM à l'instant du contact du pied oscillant avec le sol, respectivement. $x'COM_{max}$: Pic de vitesse AP du COM à la fin du premier pas. Pour les paramètres du COM et du COP, une valeur positive indique un déplacement ou une vitesse dirigée vers la jambe oscillante dans la direction ML et vers l'avant dans la direction AP.

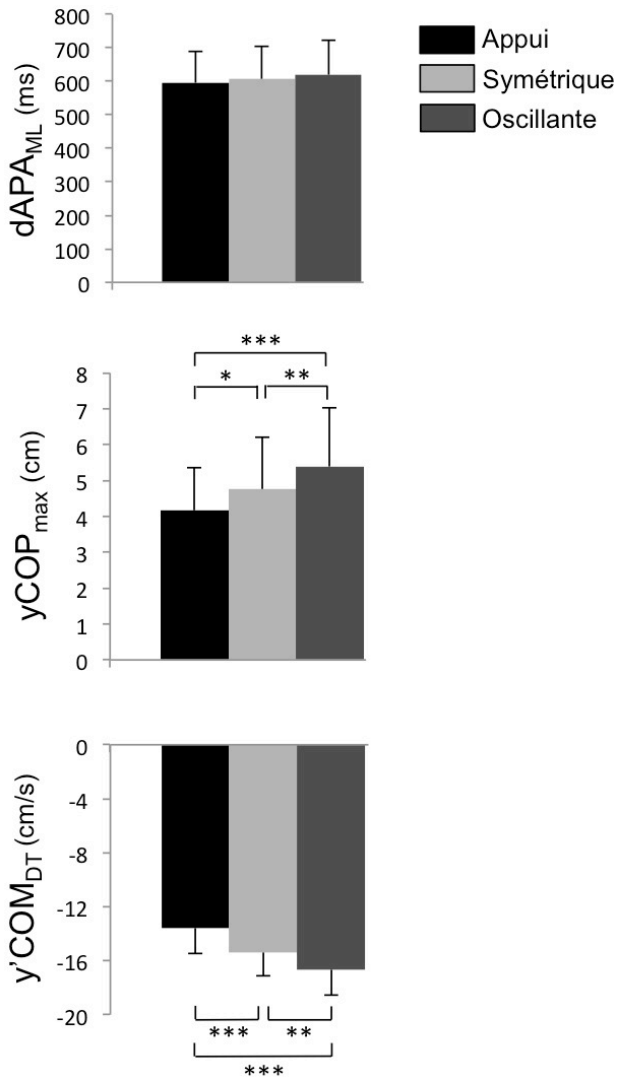

Figure 19. *Comparaison des paramètres spatio-temporels des APA selon la direction médiolatérale (ML) dans les conditions Appui, Symétrique et Oscillante.*
dAPA$_{ML}$: *durée des APA ML.* ***yCOP$_{max}$*** *: pic de déplacement ML du COP vers la jambe oscillante durant les APA.* ***y'COM$_{DT}$*** *: vitesse ML du COM à l'instant du décollement du talon. Une valeur négative indique un déplacement ou une vitesse dirigée vers le côté de la jambe d'appui. Les valeurs reportées sont des moyennes ± 1 écart-type (tous les sujets combinés). *, **, ***: différence significative avec P<0,05, P<0,01 et P<0,001, respectivement.*

Exécution du pas et stabilité ML.

L'analyse statistique a révélé un effet significatif de la répartition de la surcharge sur le déplacement ML maximal du COM vers la jambe d'appui ($F_{1,14}$=24,820 ; P<0,001). En comparaison avec la condition symétrique, ce paramètre est significativement plus important dans la condition Oscillante et plus faible dans la condition Appui (Fig. 20). Malgré ces variations, l'écart ML entre le COP et le COM à l'instant du déplacement ML maximal du COM reste inchangé entre les différentes conditions expérimentales (P>0,05).

Par ailleurs, l'ANOVA a montré que la répartition de la surcharge sur les appuis n'a aucune influence sur les paramètres suivants : la vitesse AP du COM à l'instant du contact du pied avec le sol, la vitesse de progression du COM à la fin du pas, la durée

d'exécution du pas, la longueur du pas et la largeur du pas (P>0,05 ; Tableau 2). De manière similaire, la vitesse ML du COM à l'instant du contact du pied oscillant et l'écart entre le COP et le COM à cet instant ne sont pas affectés par la répartition du de la surcharge (P>0,05), suggérant que l'instabilité ML durant la phase d'exécution du pas reste équivalente dans les trois conditions.

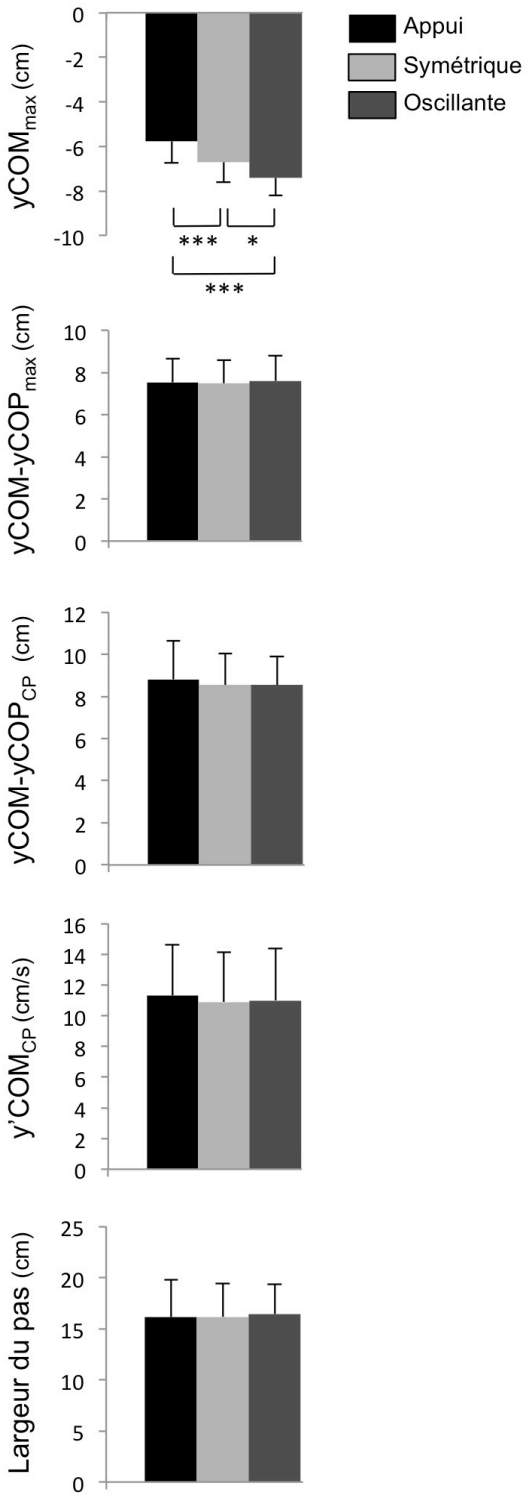

Figure 20. *Comparaison des paramètres du mouvement focal et de la stabilité médiolatérale (ML) dans les conditions Appui, Symétrique et Oscillante.*
***yCOM$_{max}$**: déplacement ML maximal du COM vers la jambe d'appui. **yCOM-yCOP$_{max}$**: écart ML entre le centre de masse (COM) et le centre de pression (COP) à l'instant du yCOM$_{max}$. **yCOM-yCOP$_{CP}$**: écart ML entre le COM et COP à l'instant du contact du pied oscillant avec le sol. **y'COM$_{CP}$**: vitesse ML du COM à l'instant du contact du pied oscillant avec le sol.*
*Une valeur négative indique un déplacement ou une vitesse dirigée vers le côté de la jambe d'appui. Les valeurs reportées sont des moyennes ± 1 écart-type (tous les sujets combinés). *, ***: différence significative avec P<0,05 et P<0,001, respectivement.*

5. DISCUSSION

Le but de cette étude était d'examiner comment la répartition d'une surcharge affecte l'organisation biomécanique du processus d'initiation de la marche dans le plan frontal. Dans la présente étude, la surcharge était placée au niveau de la taille et sa répartition était modifiée selon le plan sagittal du corps. Plus précisément, la charge était répartie soit uniquement du côté de la jambe d'appui (Condition Appui), soit uniquement du côté de la jambe oscillante (Condition Oscillante) ou soit symétriquement sur les deux appuis (Condition Symétrique).

Incidence de la répartition de la surcharge sur la position initiale du COM

Les résultats de cette étude montrent que la répartition de la surcharge affecte significativement la position initiale du COM dans la direction ML. En accord avec les résultats de la littérature (Haddad et al., 2011; Wu et MacLeod, 2001), nous observons que la position ML initiale du COM est significativement déplacée (≈1 cm) vers le côté du membre surchargé (appui ou oscillant), révélant ainsi une répartition asymétrique du poids sur les appuis dans les conditions où la charge est répartie asymétriquement. A l'inverse, la position AP initiale du COM ne varie pas entre les différentes conditions de surcharge, ce qui est cohérent avec les résultats obtenus dans notre étude 1.

Influence de la répartition de la surcharge sur les paramètres spatio-temporels des APA AP et du premier pas.

Les résultats de cette étude montrent que la répartition de la surcharge sur les appuis selon l'axe ML n'influence pas les paramètres spatio-temporels des APA AP (durée et amplitude) et ceux de la phase d'exécution (durée et longueur du pas). En conséquence, la vitesse de progression du COM vers l'avant ne change pas d'une condition à l'autre. Ces résultats contrastent avec ceux de la littérature (Azuma et al., 2007; Dalton et al., 2011; Patchay et Gahéry, 2003). En effet, il a été montré que, chez des individus jeunes et sains, une augmentation de la répartition de la masse

corporelle sur la jambe oscillante induit généralement un allongement de la durée des APA, une augmentation de l'amplitude des forces propulsives anticipatrices, un raccourcissement de la durée d'exécution du pas et aussi une plus grande vitesse de progression du COM vers l'avant. L'inverse était observé dans ces études lorsque les sujets initient la marche avec une répartition initiale du poids corporel plus importante sur la jambe d'appui. Ces résultats semblent être expliqués par la capacité des individus à exercer une plus grande poussée sur le sol (ou impulsion) avec la jambe oscillante lorsque la répartition du poids est augmentée sur cette même jambe (Patchay et Gahéry, 2003). Les différences entre les résultats de notre étude et ceux de la littérature peuvent être expliquées par le fait que, contrairement aux études précédentes, les participants de notre étude avaient pour instruction de maintenir une vitesse de progression identique dans les différentes conditions de répartition de charge. Comme les paramètres spatio-temporels des APA AP et ceux du premier pas sont étroitement liés à la vitesse de marche (Brenière et al., 1987; Corbeil et Anaka, 2011; Gélat et al., 2006; Ito et al., 2003; Lepers et Brenière, 1995), nous pouvons supposer que les sujets adaptent ces paramètres de manière à maintenir une vitesse de progression vers l'avant à la fin du pas identique dans toutes les conditions expérimentales. Ces résultats suggèrent que le SNC est capable de moduler les paramètres des APA AP et ceux du premier pas en fonction de la répartition du poids sur les appuis afin d'atteindre la vitesse de progression désirée à la fin du premier pas.

Influence de la répartition de la charge sur les paramètres spatio-temporels des APA ML.

Nos résultats montrent également que l'amplitude des APA ML, caractérisée par le pic de déplacement ML du COP vers la jambe oscillante durant les APA, varie en fonction de la répartition du poids sur les appuis. Plus précisément, en comparaison avec la condition Symétrique, l'amplitude des APA ML est augmentée de 13% lorsque la répartition du poids augmente sur la jambe oscillante (condition Oscillante) alors qu'elle est réduite de 13% lorsque la répartition du poids sur la jambe oscillante diminue (condition Appui). Etant donné que le déplacement du COP durant les APA contribue à accélérer proportionnellement le COM dans la direction opposée

(Brenière et al., 1987; Jian et al., 1993; Winter, 1995), ces modulations de l'amplitude des APA ML en fonction de la répartition du poids sur les appuis induisent des différences dans la vitesse ML initiale du COM à l'instant du décollement du talon dans les différentes conditions. Ainsi, comparée à la condition Symétrique, la vitesse ML initiale du COM est plus importante dans la condition Oscillante (8%) alors qu'elle est plus faible dans la condition Appui (12%). Ces résultats indiquent que les APA ML sont modulés en fonction de la répartition du poids sur les appuis, et sont cohérents avec les résultats des précédentes études sur l'initiation de la marche (Azuma et al., 2007; Patchay et Gahéry, 2003). Des résultats similaires ont aussi été observés dans des études portant sur d'autres tâches impliquant le membre inférieur, comme lors du pointage combiné avec un pas vers l'avant (Robert et al., 2007) ou encore l'élévation latérale de la jambe (Mille et Mouchnino, 1998). Il est à noter, cependant, que Patchay et Gahéry (2003) ont montré dans leur étude que l'accroissement du pic de déplacement ML du COP vers la jambe oscillante durant les APA (i.e. l'amplitude des APA ML), qui est observé lorsque la répartition du poids sur la jambe oscillante augmente, est accompagné par un allongement de la durée nécessaire pour atteindre ce pic. Dans notre étude, nous constatons que la durée des APA n'est pas affectée par la répartition du poids, ce qui peut contraster avec les résultats de ces derniers auteurs. L'absence d'une telle modification dans notre étude pourrait être attribuée à l'amplitude des changements de la répartition du poids sur les appuis. En effet, dans la présente étude, le poids réparti sur la jambe oscillante correspond approximativement à 45% (condition Appui) vs. 55% (condition Oscillante) du poids total (poids corporel et poids de la charge combinés), ce qui est bien en deçà des variations induites dans l'étude de Patchay et Gahéry (≈20-70%).

Incidence des modulations des APA ML en fonction de la répartition de la charge sur la stabilité posturale ML.

Il est bien connu que la vitesse ML du COM au début de la phase d'exécution de l'initiation de la marche, qui est générée par les APA ML, contribue à déplacer le COM vers le côté de la jambe d'appui durant l'exécution du pas (Corbeil et Anaka, 2011; Lyon et Day, 1997). Bien que le COM n'est jamais directement propulsé au dessus du pied d'appui durant l'initiation de la marche (Jian et al., 1993), ce déport

latéral du COM permet inévitablement de réduire l'écart ML entre le COM et le COP (situé sous le pied d'appui) durant la phase d'exécution. Cette diminution de l'écart ML entre le COP et le COM permet de réduire l'étendue de la chute du corps vers la jambe oscillante durant l'exécution du pas, c'est-à-dire l'instabilité ML (Lyon et Day, 1997; McIlroy et Maki, 1999; Rogers et al., 2001; Yiou et al., 2012a). En accord avec ces précédentes études, nos résultats révèlent que le déplacement ML maximal du COM vers le pied d'appui, qui a lieu durant la phase d'exécution, varie proportionnellement à la vitesse ML du COM au décollement du talon. En effet, comparativement à la condition Symétrique, le déplacement ML maximal du COM vers le pied d'appui est plus important de 9% dans la condition Oscillante, alors qu'il est plus petit de 13% dans la condition Appui. Ces résultats viennent appuyer les résultats d'Azuma et collaborateurs (2007) qui ont observé que, durant l'initiation du pas chez des sujets sains, le déplacement ML maximal du COM vers la jambe d'appui s'accroît lorsque la répartition initiale du poids corporel est augmentée sur la jambe oscillante. Cependant, ces auteurs n'ont pas établi de relation entre ces adaptations posturales et la stabilité ML, aucun paramètre de la stabilité ML n'étant mesuré. Les résultats de la présente étude montrent que ces modulations de la vitesse ML initiale du COM en fonction de la répartition du poids sur les appuis contribuent plus spécifiquement à positionner le COM à une distance de la jambe d'appui similaire dans toutes les conditions. Cela est attesté par l'absence de changement de l'écart ML entre le COM et le COP à l'instant où le COM atteint son pic de déplacement ML vers la jambe d'appui. Comme la durée d'exécution (ou la durée de chute) n'est pas affectée par la répartition de la charge, l'étendue de la chute subséquente du COM vers la jambe oscillante durant l'exécution du pas est identique dans toutes conditions expérimentales, comme indiquée par l'absence de variation dans la vitesse ML du COM et de l'écart ML entre le COM et le COP à l'instant du posé du pied. Autrement dit, l'instabilité ML n'est pas différente entre les conditions, ce qui vraisemblablement évite une éventuelle modulation de la largeur du pas pour maintenir la stabilité ML. En clair, les présents résultats suggèrent que les sujets modulent les APA ML en fonction de la répartition du poids sur les appuis afin que la stabilité ML durant l'initiation de la marche reste optimale. Ces résultats sont en accord avec ceux de notre étude 1, dans laquelle nous avons observé que les sujets modulent la durée des APA ML afin que l'instabilité ML durant l'exécution du pas reste inchangée avec l'ajout d'une charge symétrique. Par ailleurs, les résultats

présents rejoignent également ceux des récentes études portant sur la tâche d'élévation rapide de la jambe en position debout. Ces études ont en effet montré que des individus jeunes et sains sont capables de moduler les APA ML de manière à maintenir la stabilité ML inchangée lorsque cette dernière est menacée par différentes contraintes posturales, comme la pression temporelle (Yiou et al., 2012b) ou encore la peur de chuter (Yiou et al., 2011a).

En conclusion, cette étude a examiné l'effet de la répartition d'une charge additionnelle sur l'organisation biomécanique du processus d'initiation de la marche. Les résultats révèlent que le SNC adapte l'amplitude des APA ML en fonction de la répartition du poids sur les appuis afin que la stabilité ML reste optimale durant l'initiation de la marche. Etant donné que les transferts de poids sont particulièrement difficiles et à l'origine de nombreuses chutes chez les personnes âgées (Robinovitch et al., 2013), de futures études devraient être conduites afin d'examiner comment des changements transitoires dans la répartition du poids sur les appuis pourraient affecter l'organisation de l'initiation de la marche chez ces individus.

Etude 3. Influence de la vitesse de marche sur le contrôle de la stabilité médiolatérale durant l'initiation de la marche

Article entrant dans le cadre de cette partie :

Caderby T, Yiou E, Peyrot N, Begon M, Dalleau G. Influence of gait speed on the control of mediolateral dynamic stability during gait initiation. Article accepté pour publication dans la revue *Journal of Biomechanics*.

1. RÉSUMÉ

L'objectif de cette étude est de déterminer les effets de la vitesse de marche sur le contrôle de la stabilité dynamique médiolatérale (ML) durant l'initiation de la marche. Treize sujets jeunes et sains ont réalisé des séries d'initiation de la marche dans 3 conditions de vitesse : Lente, Normale et Rapide. Les résultats montrent que la durée des APA AP ne varie pas, alors que la durée des APA ML diminue avec l'augmentation de la vitesse de marche, indiquant que le temps alloué pour propulser le COM vers la jambe d'appui est réduit avec la vitesse de marche. Probablement pour compenser cela, l'amplitude des APA ML (en terme de pic de déplacement ML du COP vers la jambe oscillante) augmente avec la vitesse de marche. Cependant, cette compensation n'est pas complètement efficace puisque que le déplacement ML du COM vers la jambe d'appui aux moments du décollement du talon et du décollement du pied oscillant diminue avec l'augmentation de la vitesse de marche. Par conséquent, le déplacement ML du COM vers la jambe oscillante au moment du contact du pied avec le sol augmente de la condition Lente à Rapide, suggérant que la chute ML du COM vers la jambe oscillante durant l'exécution du pas augmente avec la vitesse de marche. Cependant, cette augmentation de la chute ML du COM est compensée par une plus grande largeur du pas pour que la marge de stabilité (i.e. la distance entre la limite ML de la base de support et la position ML du COM « extrapolé ») au moment du posé du pied oscillant reste inchangée entre les différentes conditions de vitesse. Par ailleurs, une corrélation significative est observée entre la largeur du pas et la position ML du COM extrapolé au moment du contact du pied avec le sol, indiquant que plus la chute ML du COM durant la phase d'exécution est grande et plus la largeur du pas est importante. En conclusion, ces résultats suggèrent que les APA ML et la largeur du pas sont modulés avec la vitesse de marche de manière à maintenir une stabilité dynamique ML équivalente durant l'initiation de la marche.

2. INTRODUCTION

Dans nos précédentes études, la vitesse de marche était strictement régulée afin d'examiner les adaptations du processus d'initiation de la marche aux différentes contraintes posturales (i.e. charge additionnelle dans notre étude 1 et changement dans la répartition initiale du poids sur les appuis dans notre étude 2). Ce choix a été effectué en raison des résultats de la littérature montrant que les paramètres spatio-temporels de l'initiation de la marche sont influencés par la vitesse de marche (Brenière et Do, 1986; Brenière et al., 1987; Brunt et al., 1999; Cook et Cozzens, 1976; Corbeil et Anaka, 2011; Couillandre et al., 2000; Crenna et Frigo, 1991; Dietrich et al., 1994; Ito et al., 2003; Lepers et Brenière, 1995). Globalement, ces études ont montré que la durée et l'amplitude des APA dans la direction AP ainsi que la longueur du pas augmentent avec la vitesse de marche. A l'inverse, la durée d'exécution du pas est réduite avec l'augmentation de la vitesse.

Bien que l'effet de la vitesse sur l'organisation biomécanique du processus d'initiation de la marche dans le plan sagittal semble relativement bien compris, nous en savons très peu en ce qui concerne son influence sur le mouvement dans le plan frontal. En particulier, la question de savoir comment les paramètres stabilisateurs de l'initiation de la marche (i.e. les APA ML et la largeur du pas) et la stabilité ML associée évoluent avec la vitesse de marche reste actuellement à investiguer. A notre connaissance, une seule étude s'est intéressée à l'effet de la vitesse sur le contrôle de la stabilité ML durant l'initiation du pas (Singer et al., 2013). Cependant, cette étude s'est focalisée principalement sur la phase d'arrêt du pas, appelée aussi la phase de « restabilisation », et donc n'a pas investigué précisément l'effet de la vitesse sur le contrôle de la stabilité ML durant la phase d'initiation du pas.

Comme il a été montré dans la littérature, une augmentation de la vitesse de marche entraîne une amplification des accélérations agissant sur le corps (Menz et al., 2003; Shkuratova et al., 2004). Cela suggère qu'une plus grande vitesse de marche peut rendre plus difficile le maintien de la stabilité dynamique ML durant l'initiation de la marche. Cependant, les résultats de nos études précédentes montrent que les individus sains sont capables d'adapter les APA ML pour maintenir la stabilité ML inchangée durant l'initiation de la marche réalisée avec une contrainte posturale, e.g., une charge additionnelle (étude 1) ou une répartition asymétrique du poids sur

les appuis (étude 2). De manière similaire, il a été montré que des individus sains ont la capacité de moduler les APA ML et/ou la largeur du pas afin de maintenir la stabilité ML durant un pas de rattrapage réalisé dans une situation avec une contrainte posturale de nature environnementale, i.e. avec la présence d'un obstacle (e.g., Zettel et al., 2002a;b). L'ensemble de ces résultats suggère que le SNC est capable de moduler les APA ML et la largeur du pas de manière à maintenir une stabilité dynamique ML optimale en situation de contrainte posturale.

L'objectif de cette étude est d'évaluer l'effet de la vitesse de marche sur le contrôle de la stabilité ML durant l'initiation de la marche. Nous faisons l'hypothèse que les sujets modulent les paramètres spatio-temporels des APA ML et la largeur du premier pas en fonction de la vitesse de marche de manière à maintenir inchangée la stabilité ML durant l'exécution du pas.

3. MÉTHODES

3.1. Sujets

Treize sujets jeunes et sains ont participé à cette expérimentation (6 hommes et 7 femmes ; moyenne d'âge : 27 ± 6 ans, taille : 171 ± 9 cm, masse : 68 ± 10 kg).

3.2. Dispositif expérimental et protocole

Dans cette étude, la marche était initiée à partir d'une plateforme de force AMTI de modèle OR6-7 (46,4 × 50,8 cm). Une plus grande plateforme de force était positionnée immédiatement en avant de celle-ci (90 × 90 cm, BP900900-1000, AMTI). Ces deux plateformes de force étaient incorporées au début de la piste de marche (Fig. 21). Trois marqueurs réfléchissants de 9 mm de diamètre étaient placés sur chaque pied du sujet à des endroits précis : calcanéum postérieur (marqueur talon), hallux (marqueur orteil) et tête du 5ème métatarse. Un système de capture du mouvement (Vicon MX-T40, Oxford, UK) équipé de 5 caméras infrarouges enregistrait les données tridimensionnelles des marqueurs dans l'espace à une fréquence de 200 Hz. Les données cinématiques et de plateformes de force étaient collectées simultanément par le système Vicon.

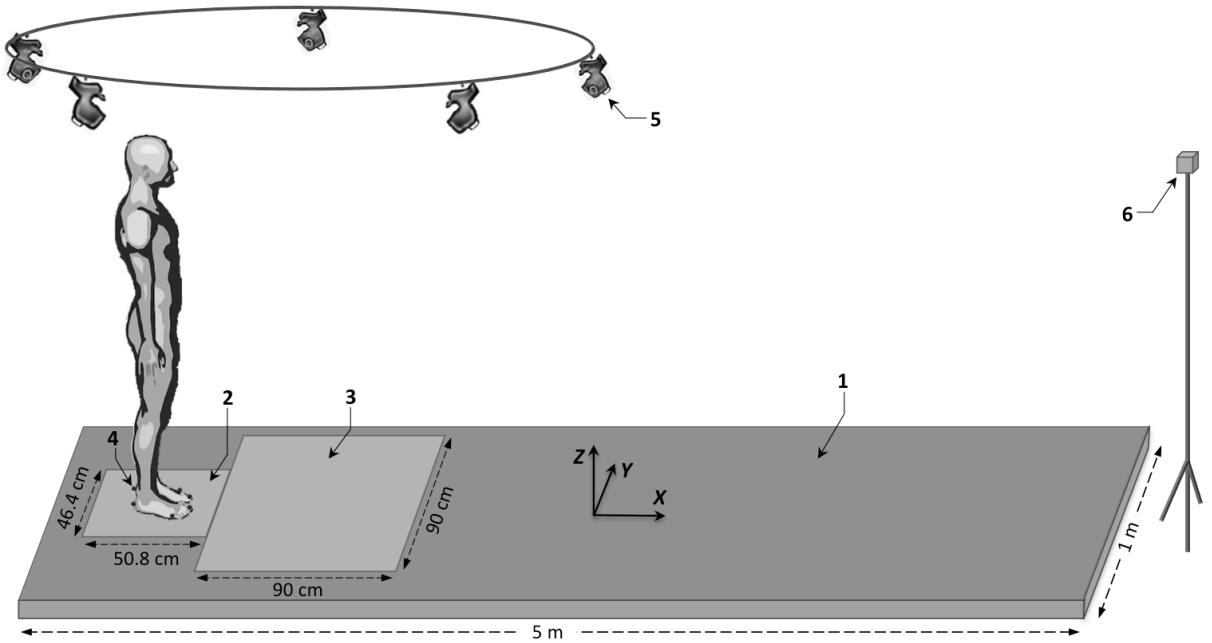

Figure 21. *Dispositif expérimental. Légende : 1-Piste de marche ; 2 et 3- plateformes de force, 4-marqueur réfléchissant ; 5- caméra Vicon ; 6- cible visuelle.*

Chaque sujet réalisait 5 essais d'initiation de la marche dans 3 conditions de vitesse : naturelle (condition Normale), plus lente que naturelle (condition Lente) et aussi vite que possible (condition Rapide). Les vitesses de marche étaient sélectionnées par les sujets eux même. Dans chaque condition, les sujets avaient pour consigne de répartir équitablement leur poids corporel sur les deux jambes durant la posture debout initiale. L'ordre des conditions de vitesse était randomisé. Deux essais de familiarisation étaient effectués dans chaque condition et une période de 2 minutes de repos était respectée entre les conditions.

3.3. Analyse des données

Dans cette étude, l'initiation de la marche a été divisée en 3 phases : une phase des APA, une phase de soulèvement du pied oscillant et une phase d'exécution. Les APA ont été déterminés comme précédemment décrit dans la partie 2 (voir les parties « 2.4. Analyse des données » et « 2.5. Les paramètres mesurés »). La phase de soulèvement du pied a été considérée comme la phase entre les instants du décollement du talon oscillant et du décollement du pied oscillant. La phase

d'exécution a été définie comme la phase entre les instants du décollement du pied et du contact du pied oscillant avec le sol. Les instants de décollement du talon et de décollement du pied de la jambe oscillante ont été détectés respectivement quand le déplacement vertical du marqueur talon et le déplacement antéropostérieur du marqueur orteil de la jambe oscillante augmentaient de 3 mm par rapport à leur position moyenne durant la posture debout statique.

3.4. Les variables dépendantes

En plus des paramètres décrits dans la partie 2, d'autres paramètres ont été considérés dans cette étude. Les durées de la phase de soulèvement du pied et de la phase d'exécution ont été calculées. Les vitesses AP et ML du COM ainsi que le déplacement ML du COM à l'instant du décollement du pied ont été reportés. La longueur et la largeur du premier pas ont été déterminées à partir des données cinématiques.

Pour quantifier la stabilité dynamique ML à l'instant du contact du pied oscillant avec le sol, une adaptation du concept de « marge de stabilité (MOS)» introduit par Hof et collaborateurs (2005) a été utilisée. Dans cette étude, la MOS au moment du contact du pied oscillant a été définie comme la différence entre la limite ML de la base de support (BOS_{ymax}) et la position ML du «centre de masse extrapolé » au moment du contact du pied avec le sol ($YcoM_{CP}$), i.e. MOS = BOS_{ymax} - $YcoM_{CP}$. Comme les données cinématiques ont montré que le contact du pied oscillant avec le sol était systématiquement réalisé avec le talon, BOS_{ymax} a été estimée par la position ML du marqueur du talon de la jambe oscillante à l'instant du contact du pied avec le sol. La distance ML entre la position du marqueur du talon oscillant au moment du contact du pied avec le sol et la position du marqueur du talon de la jambe d'appui durant la posture debout statique représentait la largeur du pas, et était représentative de la taille de la base de support ML.

En se basant sur l'étude de Hof et collaborateurs (2005), la position ML du COM extrapolé au contact du pied oscillant avec le sol ($YcoM_{CP}$) a été calculée par la formule suivante :

$$YcoM_{CP} = yCOM_{CP} + \frac{y'COM_{CP}}{\omega_0} \qquad (10)$$

Où $yCOM_{CP}$ et $y'COM_{CP}$ sont respectivement la position ML et la vitesse ML du COM au moment du contact du pied avec le sol, et ω_0 est la fréquence naturelle du corps modélisé comme un pendule inversé, calculée comme suit :

$$\omega_0 = \sqrt{\frac{g}{l}} \qquad (11)$$

où g = 9.81 m/s² est l'accélération gravitationnelle et l est la longueur du pendule inversé, qui dans cette étude correspondait à 57,5% de la taille du sujet (Winter, 1990).

La stabilité dynamique ML est assurée à condition que $YcoM_{CP}$ soit à l'intérieur de BOS_{ymax}, ce qui correspond à une MOS positive. Une MOS négative indique une instabilité ML et signifie qu'une action correctrice nécessite d'être entreprise pour maintenir l'équilibre (e.g., réalisation d'un pas latéral supplémentaire).

3.5. Analyse statistique

Les variables dépendantes ont été calculées pour chaque essai et ont été moyennées sur les 5 essais réalisés dans chaque condition de vitesse. Après vérification de la normalité des données au moyen du test du Kolmogorov-Smirnov, une analyse de la variance (ANOVA) à mesures répétées a été conduite pour évaluer les effets de la vitesse sur les différentes variables dépendantes. Une analyse *post hoc* de Tukey a été réalisée lorsqu'une différence significative était observée. Le seuil de significativité a été fixé à α = 0,05.

4. RÉSULTATS

Les tracés biomécaniques obtenus à partir des plateformes de force sont très similaires dans les différentes conditions de vitesse (Fig. 22). Ce résultat est cohérent avec les précédentes études s'intéressant à l'effet de vitesse sur le processus d'initiation de la marche (Brenière et al., 1987; Lepers et Brenière, 1995).

4.1. Vitesse de progression vers l'avant à la fin du pas

L'ANOVA a révélé un effet significatif de la condition expérimentale sur le pic de vitesse AP du COM à la fin du premier pas ($F_{1,12}$=118 ,84 ; P<0,001). Les tests *post hoc* ont montré que ce paramètre, qui caractérise la vitesse de progression vers l'avant à la fin du pas, augmente significativement de la condition Lente à la condition Rapide (P<0,001). La vitesse de progression à la fin du pas est de 0,75 ± 0,11 m/s à vitesse Lente, de 1,08 ± 0,19 m/s à vitesse Normale et de 1,51 ± 0,26 m/s à vitesse Rapide.

4.2. Effets de la vitesse sur les paramètres posturaux

Position initiale du COM. L'analyse statistique a révélé que les positions ML et AP moyennes du COM durant le maintien de la posture debout initiale ne changent pas avec la vitesse de marche (P>0,05), indiquant que la répartition du poids sur les appuis ne diffère pas entre les conditions expérimentales.

Paramètres temporels de l'initiation de la marche. L'ANOVA a montré un effet significatif de la vitesse sur la durée des APA ML ($F_{1,12}$ =14,63 ; P<0,001), la durée de la phase de soulèvement du pied oscillant ($F_{1,12}$=48,52 ; P<0,001) et la durée d'exécution du pas ($F_{1,12}$=7,89 ; P<0,001). L'analyse *post hoc* a indiqué que la durée de chacune de ces phases diminue avec l'augmentation de la vitesse de marche (voir Figure 23 pour les détails sur les résultats des tests *post hoc*). Concernant la durée des APA AP, ce paramètre n'est pas affecté par la vitesse de marche (P>0,05, Tableau 3).

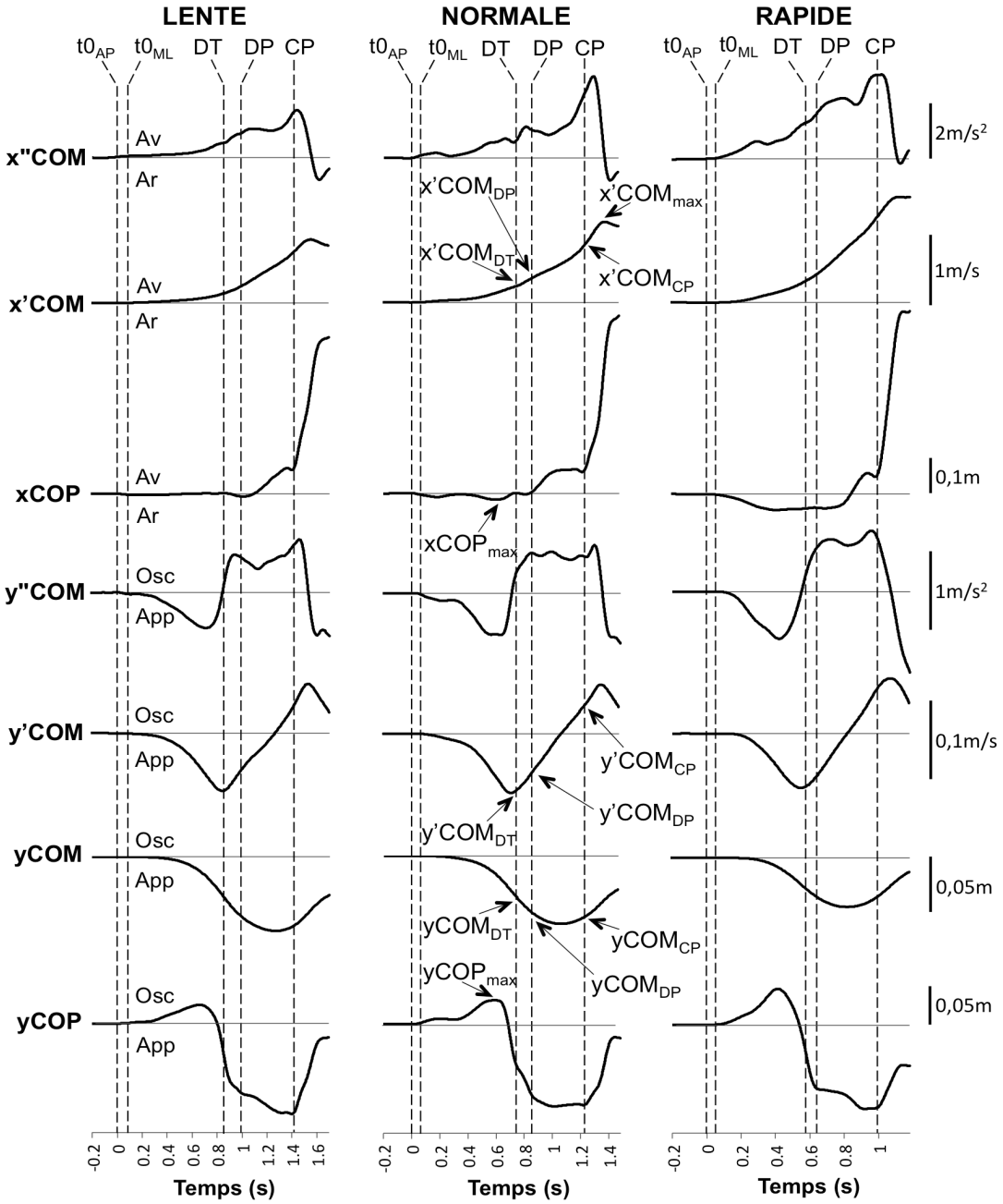

Figure 22. *Exemple des principaux tracés biomécaniques obtenus pour un sujet réalisant l'initiation de la marche à vitesse lente, normale et rapide (un seul essai).* x''COM, x'COM, xCOP*: Accélération antéropostérieure (AP) du centre de masse (COM), vitesse AP du COM, déplacement AP du centre de pression (COP), respectivement.* y''COM, y'COM, yCOM, yCOP *: accélération médiolatérale (ML) du COM, vitesse ML du COM, déplacement ML du COM et déplacement ML du COP, respectivement*. $t0_{AP}$, $t0_{ML}$, DT, DP, CP : respectivement *débuts de variation de l'accélération AP et ML du COM, instant de décollement du talon oscillant, instant de décollement du pied oscillant et instant du contact du pied oscillant avec le sol. Av, Ar, App et Osc indiquent vers l'avant, vers l'arrière, vers la jambe d'appui et vers la jambe oscillante, respectivement.* $x'COM_{DT}$, $x'COM_{DP}$, $x'COM_{CP}$, $x'COM_{max}$: *respectivement vitesse AP du COM au décollement du talon, au décollement du pied, au contact du pied avec le sol et pic de vitesse AP du COM à la fin du premier pas.* $y'COM_{DT}$, $y'COM_{DO}$, $y'COM_{CT}$*: vitesse ML du COM au décollement du talon, au décollement du pied et au contact du pied avec le sol.* $yCOM_{DT}$, $yCOM_{DO}$, $yCOM_{CT}$, $yCOP_{max}$ *: déplacement ML du COM au décollement du talon, au décollement du pied, au contact du pied avec le sol, et pic de déplacement ML du COP vers la jambe oscillante durant les APA.*

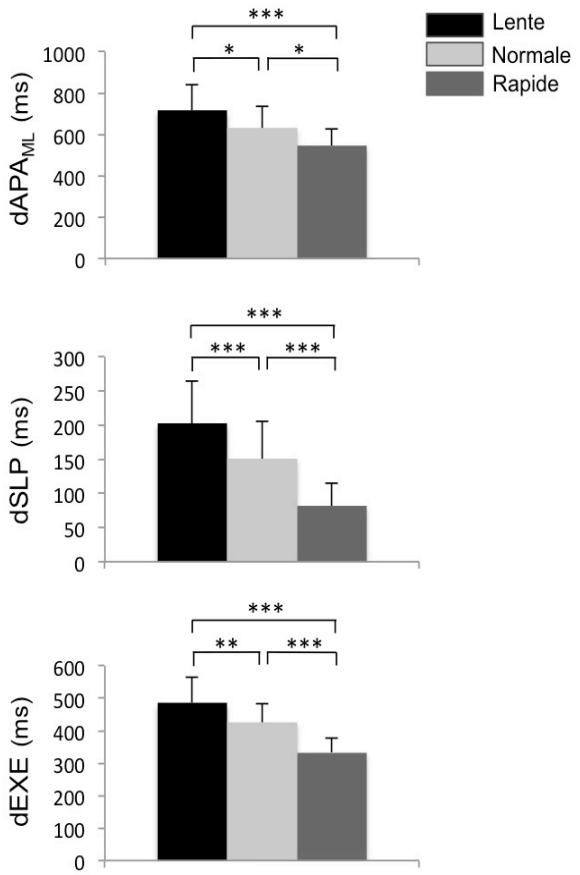

Figure 23. *Comparaison des paramètres temporels de l'initiation de la marche dans les conditions de vitesse lente, normale et rapide.* dAPA$_{ML}$, dSLP, dEXE *:respectivement durée des APA ML, durée de la phase de soulèvement du pied et durée d'exécution du pas. Les valeurs reportées sont des valeurs moyennes* ± 1 écart-type (tous les sujets combinés). **, **,*** : différence significative avec P<0,05, P<0,01 et P<0,001, respectivement.*

Paramètres spatiaux de l'initiation de la marche. L'ANOVA a révélé que l'ensemble des paramètres spatiaux AP de l'initiation de la marche, à savoir le recul maximal du COP durant les APA, la vitesse AP du COM aux différents instants de l'initiation de la marche ainsi que la longueur du pas, augmente significativement avec la vitesse de marche (P<0,001 ; Tableau 3).

Au niveau des paramètres spatiaux ML de l'initiation de la marche, l'analyse statistique a montré que les vitesses ML du COM au décollement du talon, au décollement du pied et au contact du pied avec le sol ne varient pas avec la vitesse de marche (P>0,05). En revanche, un effet significatif de la vitesse a été observé sur les variables suivantes : le pic de déplacement ML du COP durant les APA ($F_{1,12}$=16,53 ; P<0,001), le déplacement ML du COM à l'instant du décollement du talon ($F_{1,12}$=13,39 ; P<0,001), du décollement du pied ($F_{1,12}$ = 79,60 ; P<0,001) et du contact du pied oscillant avec le sol ($F_{1,12}$=32,72 ; P<0,001). Plus précisément, l'analyse *post hoc* a indiqué que le déplacement ML du COP vers la jambe oscillante durant les APA augmente avec la vitesse de marche, alors que le déplacement ML du COM vers la jambe d'appui aux instants du décollement du talon et du décollement du pied

diminue (Fig. 24, b). Les tests *post hoc* ont montré également que le déplacement du COM vers la jambe oscillante au moment du contact du pied avec le sol augmente significativement avec la vitesse de marche (Fig. 24, b).

Tableau 3

Moyenne et écart-type des paramètres spatio-temporels des APA AP et des paramètres spatiaux antéropostérieurs de l'initiation de la marche dans les différentes conditions de vitesse.

Paramètres	**Lente**	**Normale**	**Rapide**	Valeur P
$dAPA_{AP}$ (ms)	661 ± 113	620 ± 97	642 ± 103	NS
$xCOP_{max}$ (cm)	-1,4 ± 1,1**	-3,0 ± 1,6**	-6,2 ± 1,9	*P*<0,001
$x'COM_{DT}$ (m/s)	0,10 ± 0,05**	0,17 ± 0,08**	0,34 ± 0,10	*P*<0,001
$x'COM_{DP}$ (m/s)	0,19 ± 0,07**	0,28 ± 0,09**	0,47 ± 0,12	*P*<0,001
$x'CoM_{CP}$ (m/s)	0,55 ± 0,10**	0,84 ± 0,17**	1,20 ± 0,22	*P*<0,001
Longueur pas (cm)	54,7 ± 7,3**	66,2 ± 11,1**	73,2 ± 13,6	*P*<0,001

*$dAPA_{AP}$: durée des APA AP. $xCOP_{max}$: recul maximal du COP durant les APA. $x'COM_{DT}$, $x'COM_{DP}$, $x'COM_{CP}$: vitesse antéropostérieure du COM à l'instant du décollement du talon, du décollement du pied et du contact du pied avec le sol, respectivement. ** : différence significative avec la vitesse directement supérieure avec P<0,01.*

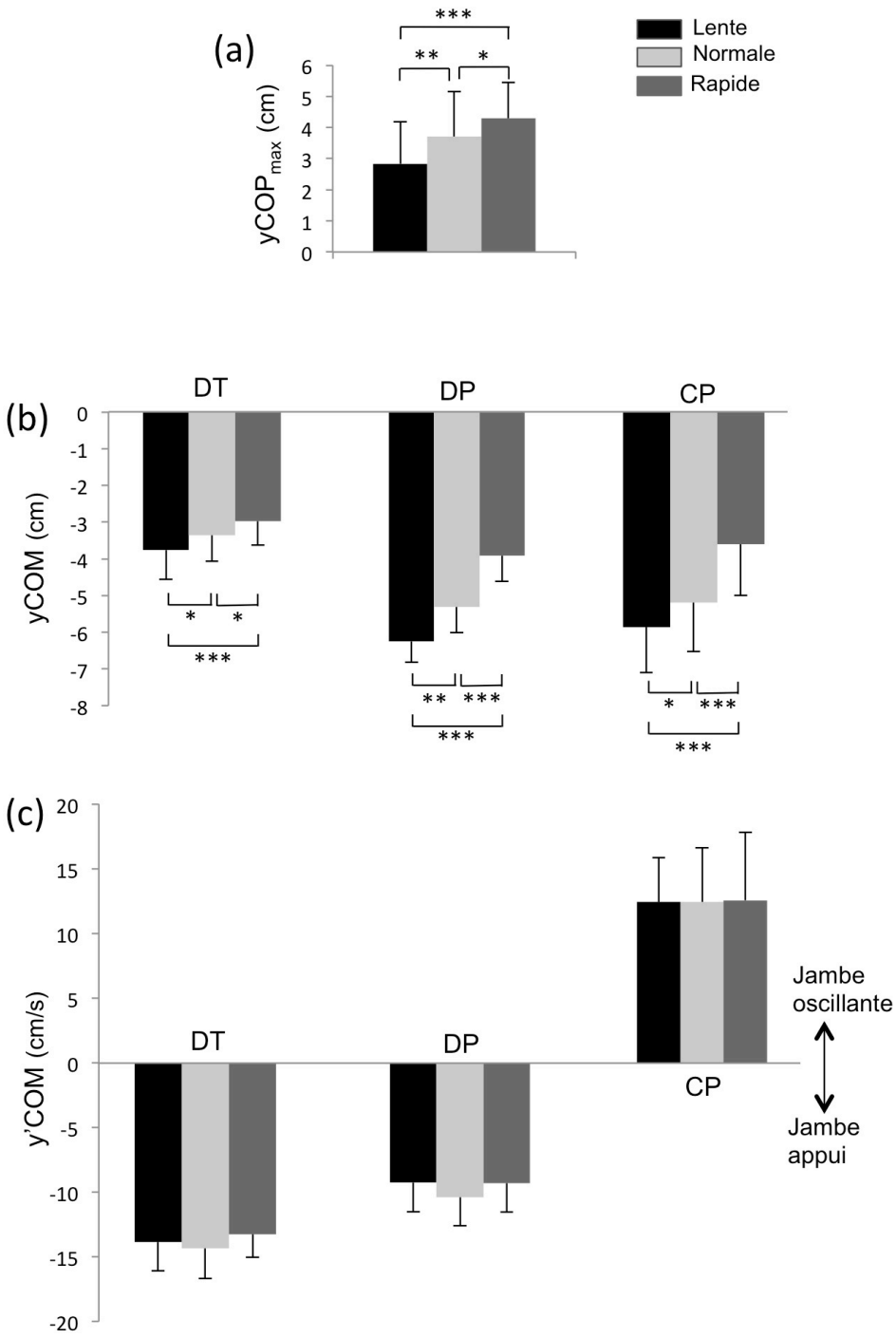

Figure 24. *Comparaison de l'amplitude des APA ML (a), des déplacements (b) et des vitesses (c) du centre de masse selon l'axe médiolatéral à des instants sélectionnés dans les conditions de vitesse lente, normale et rapide.* yCOP$_{max}$, yCOM, y'COM *: déplacement maximal du COP vers la jambe oscillante durant les APA, déplacement médiolatéral du COM et vitesse médiolatérale du COM, respectivement. DT, DP, CP : décollement du talon, décollement du pied et contact du pied avec le sol, respectivement. Les valeurs reportées sont des valeurs moyennes* ± 1 écart-type (tous les sujets combinés). **, **,*** : différence significative avec P<0,05, P<0,01 et P<0,001, respectivement.*

Paramètres de la stabilité dynamique ML. Dans toutes les conditions de vitesse, la composante ML du COM extrapolé ($YcoM_{CP}$) est située à l'intérieur de la base de support au moment du contact du pied oscillant avec le sol. Cependant, les résultats montrent que $YcoM_{CP}$ est située davantage du côté de la jambe oscillante dans la condition Rapide comparée aux conditions Lente et Normale (Fig. 25). L'ANOVA a confirmé cette observation et a révélé un effet significatif de la vitesse sur $YcoM_{CP}$ ($F_{1,12}$=9,21 ; P<0,01). Un effet significatif de la vitesse a également été révélé pour la largeur du pas ($F_{1,12}$=7,39, P<0,01). Les tests *post hoc* ont montré que $YcoM_{CP}$ et la largeur du pas sont significativement plus importantes dans la condition Rapide que dans les conditions Lente et Normale (voir Figure 25 pour les détails sur les tests *post hoc*). En revanche, il n'y a aucune différence significative entre les conditions Lente et Normale pour ces deux paramètres (P>0,05). Malgré ces changements significatifs de $YcoM_{CP}$ et de la largeur du pas, la vitesse de marche n'a aucun effet significatif sur la marge de stabilité (MOS) (P>0,05). Enfin, les résultats montrent que $YcoM_{CP}$ et la largeur du pas sont positivement corrélées (r=0,87 ; P<0,001 ; Fig. 26), i.e. plus $YcoM_{CP}$ est située vers la jambe oscillante et plus la largeur du pas est grande. En revanche, MOS et $YcoM_{CP}$ ne sont pas significativement corrélées (P>0,05).

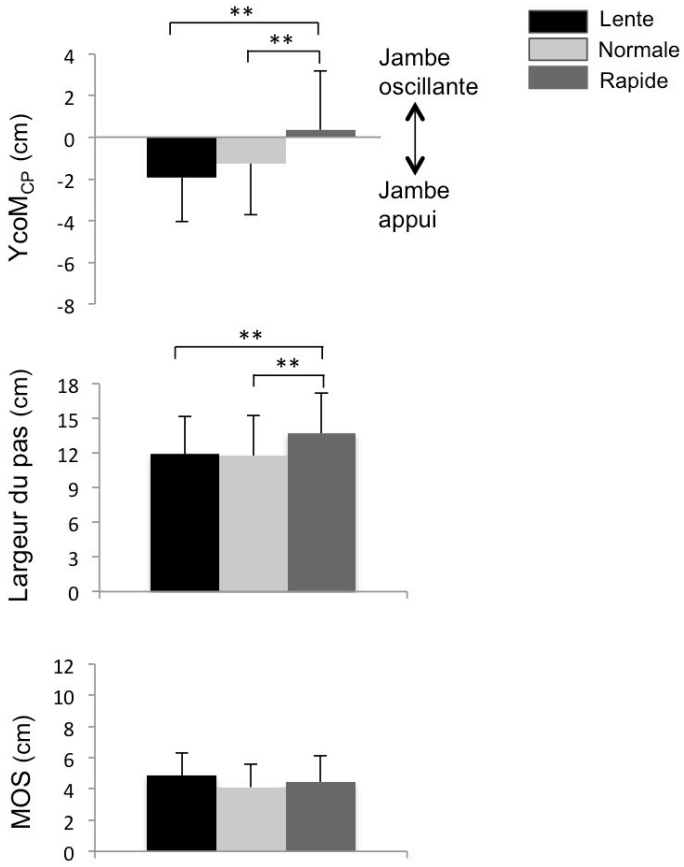

Figure 25. *Comparaison de la position médiolatérale du centre de masse « extrapolé » au moment du contact du pied avec le sol* ($YcoM_{CP}$), *de la largeur du pas et de la marge de stabilité* (MOS) *dans les conditions de vitesse lente, normale et rapide. Les valeurs reportées sont des valeurs moyennes ± 1 écart-type (tous les sujets combinés).*
*** : différence significative avec P<0,01.*

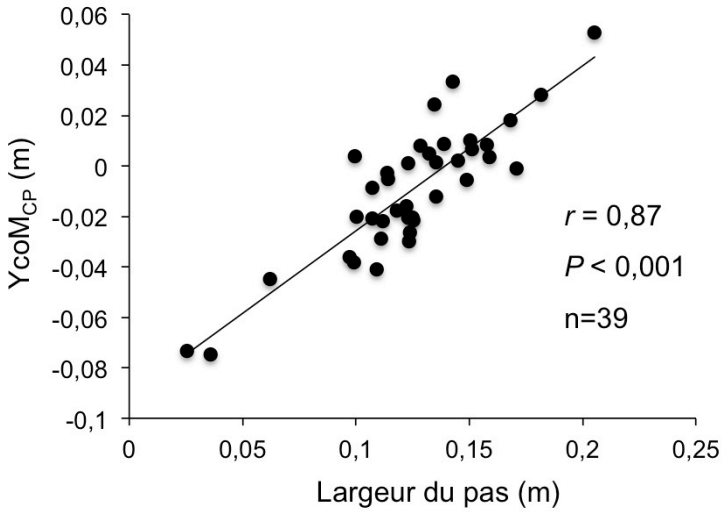

Figure 26. *Relation entre la position médiolatérale du centre de masse extrapolé au moment du contact du pied avec le sol* (YcoM$_{CP}$) *et la largeur du pas. Chaque point représente la moyenne de tous les essais réalisés dans une condition de vitesse pour un sujet.*

5. DISCUSSION

A notre connaissance, cette étude est la première à investiguer l'influence de la vitesse de marche sur le contrôle de la stabilité ML durant l'initiation de la marche. Les études précédentes portant sur l'effet de vitesse sur le processus d'initiation de la marche se sont focalisées presque exclusivement sur le mouvement dans le plan sagittal (e.g., Brenière et Do, 1986; Brenière et al., 1987; Cook et Cozzens, 1976; Gélat et al., 2006; Ito et al., 2003; Lepers et Breniere, 1995; Lepers et al., 1999). Ces études ont constaté de manière unanime que l'amplitude des APA selon l'axe AP (caractérisée par le recul maximal du COP durant les APA) est augmentée avec la vitesse de marche. Cette augmentation de l'amplitude des APA AP contribue à générer une plus grande vitesse de progression vers l'avant (Brenière et al., 1987; Lepers et Breniere, 1995). En ce qui concerne la durée des APA selon l'axe AP, certains auteurs ont montré que celle-ci augmente (Brenière et al., 1987), alors que d'autres ont observé que cette durée ne varie pas avec la vitesse de marche (Corbeil et Anaka, 2011; Ito et al., 2003). Dans la présente étude, nous constatons que la durée des APA AP ne varie pas, alors que l'amplitude des APA AP augmente avec la vitesse de marche (77% de la vitesse Lente à Rapide). Ces adaptations des APA AP contribuent à générer une plus grande vitesse AP du COM à l'instant du décollement du talon (71% de la vitesse Lente à Rapide) ainsi qu'à la fin du premier pas (50% de la

vitesse Lente à Rapide), malgré la diminution de la durée d'exécution du pas (31% de la vitesse Lente à Rapide). Les résultats de la présente étude sont ainsi en accord avec les résultats des études antérieures et confirment par conséquent le rôle des APA AP dans la création des conditions dynamiques nécessaires pour la progression vers l'avant.

Selon la direction ML, nos résultats montrent que le pic de déplacement ML du COP durant les APA (i.e. amplitude des APA ML) augmente aussi avec la vitesse de marche. De manière surprenante, nous constatons que la durée des APA ML est réduite avec la vitesse, ce qui diffère des résultats obtenus selon l'axe AP. Comme l'instant caractérisant la fin des APA est le même selon l'axe AP et ML (i.e. décollement du talon), ces résultats confirment que le début des APA est dépendant de la direction (Lin et Yang, 2011). Ce résultat peut indiquer que le SNC est capable de générer indépendamment les conditions initiales pour la progression vers l'avant et la stabilité ML, probablement afin de réaliser la stratégie d'initiation de la marche la plus sûre et la plus efficace. Néanmoins, comme les APA AP et ML varient en fonction de la vitesse, il est possible que le SNC exerce d'un contrôle global de la dynamique posturale anticipatrice dans le plan horizontal.

En s'appuyant sur le modèle du pendule inversé, des auteurs ont montré que le déplacement du COP durant les APA engendre une accélération proportionnelle du COM dans la direction opposée (Brenière et al., 1987; Jian et al., 1993; Winter, 1995). Dans la présente étude, nous pourrions ainsi nous attendre *a priori* à ce que l'augmentation de l'amplitude des APA ML soit accompagnée par une plus grande propulsion du COM vers la jambe d'appui. Contrairement à cette attente, nos résultats montrent que la vitesse ML du COM aux instants du décollement du talon et du décollement du pied ne varie pas, tandis que le déplacement ML du COM vers la jambe d'appui à ces instants est diminué avec la vitesse de marche. Ces résultats suggèrent que l'efficacité des APA ML est réduite avec l'augmentation de la vitesse de marche. Des résultats similaires ont été récemment reportés (Corbeil et Anaka, 2011; Singer et al., 2013). Cependant, ces précédentes études ne fournissent aucune donnée expérimentale permettant d'expliquer cela. Dans la présente étude, l'absence de modification dans la position ML initiale du COM avec la vitesse exclut l'hypothèse selon laquelle ces modifications des APA ML seraient attribuées à un changement dans la répartition du poids sur les appuis durant la posture initiale (voir (Azuma et

al., 2007; Dalton et al., 2011). Le moindre déport latéral du COM vers la jambe d'appui avant le décollement du pied résulte vraisemblablement de la diminution de la durée des APA ML et de la phase de soulèvement du pied (-24% et -60% de la vitesse Lente à Rapide, respectivement). Cela a en effet pour conséquence de réduire le temps alloué pour déplacer le COM vers la jambe d'appui avec l'augmentation de la vitesse de marche. Comme évoqué ci-après, des compensations ont néanmoins lieu durant la phase d'exécution du pas suivante.

En utilisant une modélisation mathématique, Lyon et Day (1997) ont montré qu'une diminution des dynamiques (déplacement et vitesse) du COM à l'instant du décollement du pied oscillant entraîne une plus grande chute du corps vers la jambe oscillante durant l'exécution du pas. En accord avec ce modèle, nous avons constaté que la réduction du déplacement latéral du COM vers la jambe d'appui à l'instant du décollement du pied engendre une plus grande chute du COM vers la jambe oscillante avec la vitesse de marche, malgré la diminution de la durée d'exécution du pas. En conséquence de cette augmentation de la chute latérale du COM, la position ML du COM extrapolé au moment du posé du pied ($YcoM_{CP}$) est située davantage vers la jambe oscillante dans la condition Rapide comparée aux conditions Lente et Normale. La différence entre la condition Lente et Rapide est d'environ 2 cm. Cela signifie qu'en l'absence d'une modification de la largeur du pas, la position du COM extrapolé serait théoriquement située 2 cm plus près de la limite latérale de la base de support à l'instant du posé du pied. Dans un tel cas, la marge de stabilité serait réduite de la même quantité. Nos résultats montrent que la largeur du pas est augmentée de 2 cm dans la condition Rapide, ce qui permet de maintenir inchangée la marge de stabilité. Ces résultats suggèrent que les participants sont capables de moduler la largeur du pas en fonction de la position du COM extrapolé, de manière à maintenir une stabilité dynamique équivalente. Cette hypothèse est soutenue par la forte corrélation observée entre la largeur du pas et la position du COM extrapolé à l'instant du contact du pied avec le sol (r=0,87), indiquant que plus le COM extrapolé est déplacé vers la jambe oscillante et plus la largeur du pas est grande. Ces résultats sont en accord avec des études précédentes sur le processus de marche stationnaire (Hof et al., 2007; Rosenblatt et Grabiner, 2010), qui ont montré que la marge de stabilité n'est pas affectée par la vitesse de marche chez des jeunes adultes sains vraisemblablement grâce à une régulation précise du placement ML du pied. En clair,

l'ensemble de ces résultats soutient l'hypothèse selon laquelle la position du COM extrapolé pourrait fonctionner comme un paramètre de contrôle de l'équilibre (e.g., Hasson et al., 2008; Yiou et al., 2011a; Yiou et al., 2012b).

De manière intéressante, Singer et al (2013) ont récemment reporté que la distance ML entre le COM et la base de support à l'instant du posé du pied oscillant était plus petite lorsque le pas était exécuté à une vitesse maximale (condition RAPID dans leur étude) comparée à la condition de vitesse naturelle (condition PREF). Cette distance ML diminuait bien que la largeur du pas augmentait, comme dans la présente étude. Ces auteurs ont également observé que la vitesse ML du COM au contact du pied avec le sol diminuait avec l'augmentation de la vitesse du pas, alors que ce paramètre ne varie pas dans notre étude. L'origine de cette différence entre nos résultats et ceux de Singer et collaborateurs (2013) pourrait provenir de différents facteurs expérimentaux, comme par exemple 1) la différence dans le niveau de pression temporelle imposée durant l'exécution du mouvement rapide (auto-initiée dans notre étude et en temps de réaction dans l'étude de Singer et al), 2) la différence dans la population testée (jeunes adultes dans notre étude et jeunes et adultes âgées dans la précédente étude), 3) ou encore de la tâche motrice elle-même (initiation de la marche dans la présente étude et initiation du pas dans la précédente). Quelles que soit les raisons de ces différences, il est intéressant de noter que les changements rapportés par Singer et collaborateurs dans les dynamiques du COM à l'instant du posé du pied sont cohérents avec l'hypothèse d'une marge de stabilité invariante.

Une limite de la présente étude est que les vitesses de marche étaient sélectionnées par le sujet lui-même, ce qui a induit inévitablement des variations non homogènes de la vitesse de progression entre les différentes conditions. Une plus petite différence de vitesse de progression est ainsi observée entre les conditions Lente et Normale (30 ± 10%) comparée aux conditions Normale et Rapide (41 ± 16%). Cette plus petite différence pourrait être responsable des plus faibles variations des variables dépendantes entre les conditions Lente et Normale, comparées aux variations observées entre les conditions Normale et Rapide. Plus précisément, nous supposons que la différence de vitesse entre les conditions Lente et Normale est insuffisante pour induire une variation significative dans la position du COM extrapolé au contact du pied avec le sol entre ces conditions.

En conclusion, la présente recherche se proposait d'analyser l'influence de la vitesse de marche sur le contrôle de la stabilité ML durant l'initiation de la marche. Nos résultats montrent que lorsque la vitesse de marche augmente, les APA ML et la largeur du pas sont finement modulés de manière à maintenir une stabilité dynamique ML équivalente à l'instant du contact du pied oscillant avec le sol.

Un déclin dans le contrôle de la stabilité ML est connue pour être une source majeure de chutes chez les personnes âgées (Maki, 1997; Robinovitch et al., 2013). L'approche utilisée dans la présente étude pourrait être pertinente pour une meilleure compréhension de l'étiologie des chutes dans cette population. Par ailleurs, cette approche pourrait également être intéressante dans le domaine clinique afin d'évaluer le contrôle de l'équilibre dynamique chez des patients. Cependant, à l'heure actuelle, la complexité des systèmes de mesure et le temps nécessaire pour leur mise en œuvre peuvent faire obstacle à la mise en place de ce type d'examen dans la pratique clinique. Il est ainsi nécessaire de développer des outils et des méthodes simples et peu contraignantes pour faciliter le recours à ce type d'examen dans le milieu clinique. Dans cette optique, l'étude suivante vise en particulier à développer une méthode simple pour détecter l'instant de décollement du talon durant l'initiation de la marche uniquement à partir des données issues de plateforme de force. Une telle méthode pourrait éviter l'emploi de matériels supplémentaires (e,g., système de capture du mouvement ou footswich) qui peuvent être chronophages mais aussi contraignants pour le patient.

Etude 4. Détection de l'événement du décollement du talon oscillant en utilisant des données de plateforme de force

Publication entrant dans le cadre de cette partie :

Caderby T, Yiou E, Peyrot N, Bonazzi B, Dalleau G (2013). Detection of swing heel-off event in gait initiation using force-plate data. *Gait and Posture* 37 (3): 463-466.

1. RÉSUMÉ

Le but de cette étude est de proposer une nouvelle méthode permettant de déterminer l'instant de décollement du talon durant l'initiation de la marche à partir des données issues d'une plateforme de force et de comparer la performance de cette méthode à celles des méthodes existantes. Dix sujets jeunes et sains ont réalisé 18 essais d'initiation de la marche à deux vitesses : une vitesse normale et une vitesse rapide. Pour chacune des méthodes testées, la précision et la fiabilité sont déterminées en calculant respectivement la moyenne et l'écart-type des différences entre les instants déterminés par la méthode et ceux d'une méthode, dite « de référence », qui s'appuie sur les données d'un capteur de pression (ou *footswitch*) placé sous le talon de la jambe oscillante des sujets. Les résultats de cette étude montrent que la méthode nouvellement introduite est la plus précise et la plus fiable pour détecter l'événement du décollement du talon de la jambe oscillante parmi les méthodes étudiées. Plus précisément, la différence moyenne entre cette méthode et la méthode de référence est de -8 ± 10 ms dans la condition de vitesse normale et de -7 ± 10 ms dans la condition de vitesse rapide. Aucune différence significative n'est observée entre les résultats obtenus dans les deux conditions de vitesse pour la nouvelle méthode (P>0,05), contrairement aux autres méthodes. En conclusion, les résultats de la présente étude suggèrent que cette nouvelle méthode, basée uniquement sur des données de plateforme de force, constitue une méthode suffisamment précise et fiable pour la détection du décollement de talon de la jambe oscillante (i.e. la fin des APA) durant l'initiation de la marche en l'absence de matériel supplémentaire.

2. INTRODUCTION

L'analyse de l'initiation de la marche représente un intérêt certain dans le domaine clinique. En effet, il a été montré par exemple que l'étude des APA associés à cette tâche constitue une méthode intéressante pour identifier les individus présentant des troubles de l'équilibre (Mancini et al., 2009) mais aussi pour évaluer la progression de ces patients avec l'évolution de la maladie (Delval et al., 2007) ou suite à un traitement (Burleigh-Jacobs et al., 1997; Chastan et al., 2009b). Cependant, à l'heure actuelle, la complexité des systèmes de mesure associés à l'initiation de la marche et le temps nécessaire pour leur mise en œuvre peuvent faire obstacle à ce type d'examen dans le milieu clinique. Il est ainsi nécessaire de développer des méthodes simples pour faciliter l'analyse de l'initiation de la marche et des APA associés dans ce milieu.

Généralement, l'initiation de la marche est analysée en utilisant une ou plusieurs plateformes de force. Cet outil permet notamment d'obtenir la cinématique du COM (Brenière et al., 1981) et du COP au cours du mouvement (Brenière et al., 1981; Halliday et al., 1998). Ces données de plateforme de force sont essentielles pour quantifier l'amplitude des APA, mais également pour identifier l'instant de début des APA (e.g., Brenière et al., 1987; Melzer et Oddsson, 2004). Par ailleurs, l'analyse de l'initiation de la marche nécessite également d'autres outils, tels que des capteurs de contacts plantaires (ou « footswitches ») ou encore des systèmes de capture de mouvement pour déterminer l'instant de décollement du talon de la jambe oscillante, qui est crucial pour déterminer les paramètres spatio-temporels des APA. Bien que l'efficacité de ces systèmes soit incontestable, plusieurs inconvénients peuvent faire obstacle à leur utilisation, surtout en pratique clinique. Il a été reporté par exemple que l'utilisation de footswitches pouvait affecter la marche normale des individus (Ghoussayni et al., 2004). De plus, il s'avère que l'utilisation de ces dispositifs réduit le nombre de chaînes analogiques disponibles, ce qui peut parfois empêcher l'acquisition d'autres données analogiques pertinentes, tels que les données d'électromyographie, de goniométrie, etc. (Mickelborough et al., 2000). Ces problèmes pourraient être contournés en ayant recours à des systèmes de capture du mouvement. Cependant, le coût et la complexité des mesures qui sont associés à ces systèmes contraignent leur utilisation (Martinez-Mendez et al., 2011). Ainsi, l'analyse

de l'initiation de la marche peut être facilitée dans le domaine clinique si nous disposons d'une méthode permettant de détecter l'instant de décollement du talon oscillant de manière simple et sans contrainte pour le patient.

Dans la littérature sur l'initiation de la marche, certains auteurs ont employé les données de plateforme de force pour détecter l'instant de décollement du talon de la jambe oscillante. Plusieurs méthodes utilisant les données du centre de pression (Halliday et al., 1998; Rogers et al., 2003; Yiou et al., 2012b) ou encore l'accélération verticale du COM (Ledebt et al., 1998) ont été ainsi décrites. Bien que ces méthodes basées uniquement sur des données de plateforme de force puissent constituer une alternative intéressante pour détecter l'instant de décollement du talon oscillant, aucune information sur la précision et la fiabilité de ces méthodes n'est trouvée dans la littérature. De ce fait, il n'y a, à ce jour, aucun consensus sur la méthode à utiliser pour détecter l'instant du décollement du talon de la jambe oscillante à partir des données de plateforme de force.

L'objectif de cette étude était de proposer une nouvelle méthode pour détecter l'instant de décollement du talon à partir des données d'une plateforme de force et de la comparer avec les méthodes existantes.

3. MÉTHODES

3.1. Sujets

Dix sujets jeunes et sains ont été recrutés pour cette étude (8 hommes et 2 femmes ; moyenne d'âge : 23 ± 2 ans, taille : 173 ± 9 cm, masse : 72 ± 11 kg).

3.2. Dispositif expérimental et protocole

Comme dans l'étude 2, la marche était initiée à partir d'une plateforme de force AMTI de modèle BP400600-1000 (40 × 60 cm). Une seconde plateforme identique était placée en avant de celle-ci. Les deux plateformes de force étaient incorporées au début de la piste de marche. Un capteur footswitch (25 mm, Biometrics, France) était positionné sous le talon de la jambe oscillante durant la posture debout initiale. Ce

dernier était fixé à la première plateforme de force. Les signaux du capteur footswitch et des plateformes de forces étaient synchronisés et transmis à un système d'acquisition.

La tâche d'initiation de la marche était réalisée dans deux conditions de vitesse : une vitesse normale et une vitesse maximale. L'ordre des conditions était randomisé. Après quelques essais de familiarisation, tous les participants effectuaient 18 essais dans chaque condition de vitesse.

3.3. Analyse des données

Tous les signaux de la plateforme de force étaient centrés (mis à zéro) par soustraction de la valeur moyenne calculée sur les 250 ms précédant le signal de préparation de l'expérimentateur. Les coordonnées du centre de pression selon la direction médiolatérale (yCOP) ont été calculées à partir des données de plateforme, comme décrit dans la partie 2 (voir « 2.3.1. Centre de pression »).

L'impulsion verticale a été calculée par une intégration numérique de la force de réaction verticale au sol en utilisant la méthode des trapèzes (Winter et Patla, 1997). Conformément à l'étude de Brenière et al. (1987), l'intégration de la force verticale a été réalisée avec une constante d'intégration nulle, c'est-à-dire que l'impulsion verticale initiale était considérée nulle.

L'instant de référence du décollement du talon oscillant (DT_{ref}) a été déterminé en utilisant le signal du capteur footswitch, comme illustré sur la Figure 27 (a). Quatre méthodes utilisant des données de plateforme de force ont été utilisées pour estimer l'instant du décollement du talon de la jambe oscillante (DT) dans cette étude. Deux méthodes se sont appuyées sur les données du déplacement médiolatéral du COP, une autre méthode sur les données de force verticale et enfin la nouvelle méthode sur les données d'impulsion verticale. Pour chacune de ces méthodes, l'instant de décollement du talon a été déterminé manuellement, comme indiqué sur la Figure 27 :

- La *Méthode 1* estimait le décollement du talon quand le déplacement médiolatéral du COP (yCOP) atteignait son premier pic vers la jambe oscillante. Cette

méthode a été précédemment utilisée par Halliday et al. (1998) et Rogers et al. (2003).

- La *Méthode 2* prédisait l'instant de décollement du talon quand le signal du déplacement médiolatéral du COP changeait de signe. Cette méthode a été utilisée par Yiou et Do (2011).

- La *Méthode 3*, s'inspirant de l'étude de Ledebt et al. (1998), prédisait le moment du décollement du talon quand la force verticale (Fz) atteignait son premier pic vers le bas.

- La *Méthode 4*, nouvellement introduite, estimait l'instant de décollement du talon quand l'impulsion verticale atteignait son premier pic vers le bas.

La moyenne et l'écart-type (ET) des différences (ou erreurs) entre l'instant de décollement du talon estimé par chacune des « méthodes plateforme de force » et l'instant de référence obtenu par le capteur footswitch ont été calculés pour évaluer respectivement la précision et la fiabilité de ces méthodes. Cette procédure a été précédemment utilisée par Leitch et al. (2011). Une différence positive indique que la méthode détecte DT plus tard que la méthode de référence, alors qu'une valeur négative indique une détection précoce. Les différences ont été exprimées en millisecondes (ms) et en pourcentage de la durée des APA (dAPA).

La durée des APA a été définie comme la durée entre le début de l'initiation de la marche et le décollement du talon déterminé à partir du footswitch. Le début de l'initiation de la marche était déterminé quand les signaux de force commençaient à varier (Brenière et al., 1987).

3.4. Analyse statistique

Après vérification de la normalité des données par le test de Kolmogorov-Smirnov, des tests *t* de Students pour échantillons appariés ont été utilisés pour évaluer l'effet de la vitesse de marche sur l'erreur moyenne de chaque méthode. Un seuil de significativité de 5% a été fixé ($P<0,05$).

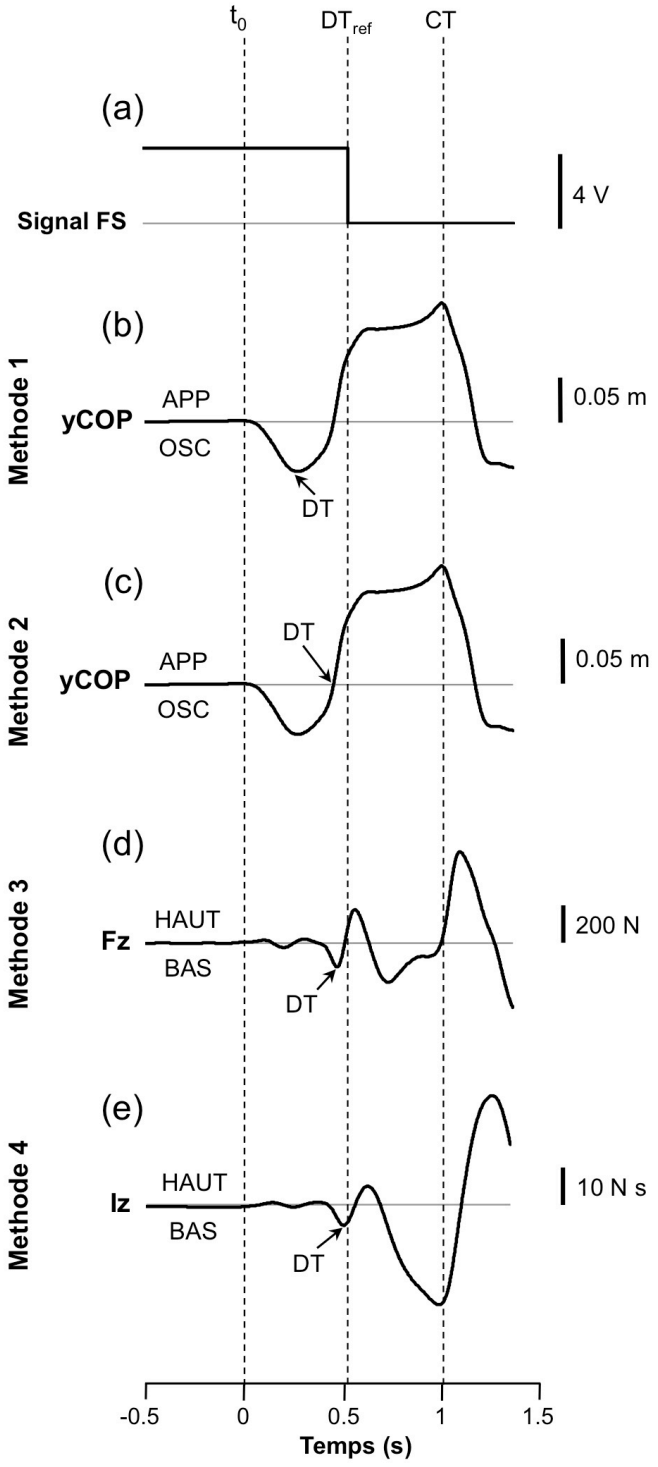

Figure 27. *Illustration des différentes méthodes utilisées pour détecter l'instant de décollement du talon de la jambe oscillante (DT). Les courbes affichées sont celles d'un sujet représentatif qui initiait la marche à vitesse normale avec la jambe droite (un seul essai). Fs signal, yCOP, Fz et Iz : signal du capteur footswitch, déplacement médiolatéral du COP, force verticale et impulsion verticale, respectivement.* t_0, DT_{ref}, *CT : début de variation des signaux de force, instant de référence du décollement du talon déterminé à partir du signal du capteur footswitch, et contact du talon de la jambe oscillante, respectivement. APP, OSC, HAUT, BAS indiquent vers la jambe d'appui, vers la jambe oscillante, vers le haut et vers le bas, respectivement.*

4. RÉSULTATS

La moyenne et l'écart-type des différences entre les instants de décollement des talons estimés par chacune des méthodes et l'instant de référence obtenu par le capteur footswitch sont reportés dans le Tableau 4. La distribution des erreurs pour chaque méthode est illustrée sous forme d'histogramme dans la Figure 28.

En moyenne, les méthodes testées dans cette étude détectent l'instant de décollement du talon plus tôt que la méthode de référence (Voir Tableau 4). Dans les deux conditions de vitesse, la *Méthode 4* présente la plus petite erreur moyenne et le plus petit écart-type parmi les méthodes testées. L'erreur moyenne de cette méthode pour détecter DT est de -8 ± 10 ms dans la condition de vitesse normale et -7 ± 10 ms dans la condition de vitesse maximale, avec aucune différence significative entre les deux conditions (P>0,05). Il est à noter que cette erreur correspond à seulement 1 ± 2 % de la durée des APA. En valeur absolue, les erreurs de cette méthode sont inférieures à 30 ms dans 96% des essais réalisés à vitesse normale et 97% dans la condition de vitesse rapide (Figure 28, g et h).

Tableau 4

Moyennes et écart-types (ET) des différences entre les instants de décollement du talon oscillant (DT) estimés par les différentes méthodes et l'instant de référence déterminé à partir du capteur footswitch, exprimées en millisecondes (ms) et en pourcentage de la durée des APA (%APA).

	Méthode 1	***Méthode 2***	***Méthode 3***	***Méthode 4***
Vitesse Normale				
Erreur moyenne ± ET (ms)	-243 ± 86[a]	-77 ± 42	-43 ± 15	-8 ± 10
Erreur moyenne ± ET (%APA)	-40 ± 13[b]	-13 ± 7[a]	-7 ± 3[a]	-1 ± 2
Vitesse Maximale				
Erreur moyenne ± ET (ms)	-215 ± 83	-70 ± 37	-41 ± 13	-7 ± 10
Erreur moyenne ± ET (%APA)	-34 ± 13	-11 ± 6	-6 ± 2	-1 ± 2

Méthode 1 : algorithme estimant DT quand le déplacement médiolatéral du COP atteignait son premier pic vers la jambe oscillante. *Méthode 2* : algorithme identifiant DT quand le déplacement médiolatéral du COP changeait de signe. *Méthode 3* : algorithme utilisant la force de réaction verticale. *Méthode 4* : algorithme utilisant l'impulsion verticale.

[a] Différence significative avec vitesse maximale, $P<0,05$.

[b] Différence significative avec vitesse maximale, $P<0,01$.

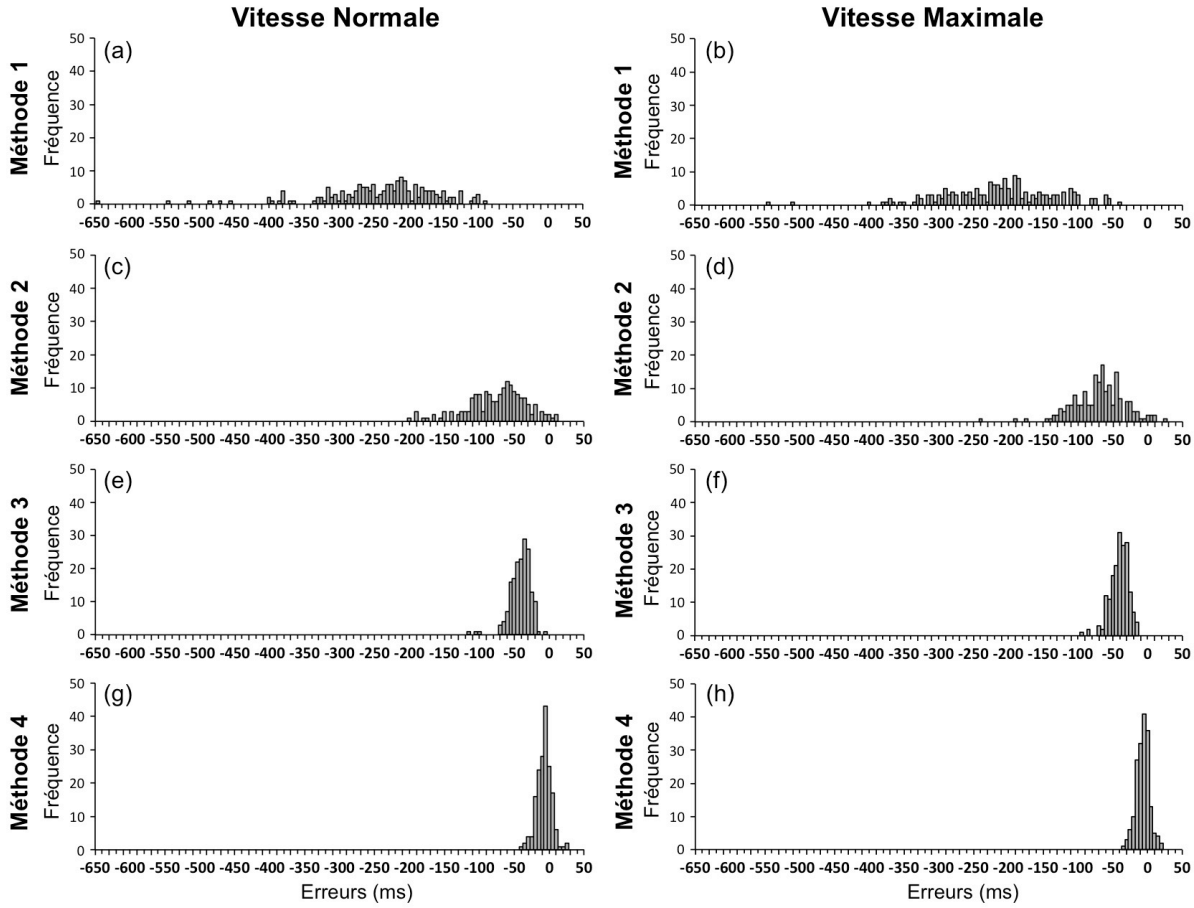

Figure 28. *Distribution de la fréquence des erreurs pour chaque méthode dans les conditions de vitesse normale (colonne de gauche) et rapide (colonne de droite).*

5. DISCUSSION

De manière générale, les méthodes testées dans notre étude détectent l'instant de décollement du talon plus tôt que la méthode de référence. Martinez-Mendez et collaborateurs (2011) ont précédemment reporté une tendance similaire pour la *Méthode 2*. Dans notre étude, nous constatons que la *Méthode 4*, qui est introduite ici de façon originale, présente la plus petite erreur moyenne et le plus petit écart-type parmi les méthodes testées. Ces résultats signifient que cette méthode est la plus précise et la plus fiable de toutes. Nos résultats montrent que les erreurs de la *Méthode 4* sont inférieures à 30 ms dans 96% des essais de la condition de vitesse normale et 97% des essais de la condition de vitesse maximale. Il est à noter que ces résultats sont légèrement meilleurs que ceux trouvés pour une méthode utilisant des

données cinématiques d'un système de capture du mouvement (Mickelborough et al., 2000). En effet, les erreurs de cette méthode cinématique étaient inférieures à 30 ms dans 92,5% des essais.

La haute précision et la fiabilité de la *Méthode 4* pourraient être attribuées au lien causal existant entre l'événement du décollement du talon de la jambe oscillante et le marqueur utilisé pour estimer cet événement, c'est-à-dire le premier pic d'impulsion verticale dirigé vers le bas. Plus précisément, nous supposons que le pic d'impulsion verticale serait lié à l'action de soulèvement de la jambe oscillante. En effet, il est probable que le soulèvement de la jambe oscillante (se manifestant d'abord par le décollement du talon) provoque une atténuation de la chute verticale du corps durant l'initiation de la marche, et plus particulièrement au début de la phase d'exécution du premier pas. Des études ont en effet montré que l'initiation de la marche se caractérise par une chute du corps vers l'avant se réalisant autour des chevilles et que cette chute peut être caractérisée par la vitesse verticale du COM (Chastan et al., 2009a; Chastan et al., 2010; Chong et al., 2009; Welter et al., 2007). Dans notre étude, nous avons utilisé l'impulsion verticale qui n'est autre que la vitesse verticale du COM à une constante $[(1/m) - g]$ près, où m est la masse corporel du sujet et g l'accélération gravitationnelle. Ainsi, nous présumons que le premier pic d'impulsion verticale dirigé vers le bas pourrait correspondre à l'instant où la jambe oscillante commence à ralentir la vitesse de chute du COM, qui se situerait approximativement au moment où le talon se soulève. Le fait que la précision et la fiabilité de la *Méthode 4* ne soient pas influencées par la vitesse de marche supporte cette hypothèse.

Nos résultats montrent également que les valeurs d'écart-type s'étendent de 10 ms (c'est-à-dire 2% de la durée des APA) avec la *Méthode 4* à 86 ms (correspondant à 13% de la durée des APA) avec la *Méthode 1* (voir Tableau 4**)**. Cette grande variation d'écart-type suggère que la fiabilité des mesures de l'instant du décollement du talon (et par conséquent la fiabilité des paramètres des spatio-temporels des APA) peuvent fortement dépendre de la méthode utilisée. Etant donné les résultats obtenus avec la *Méthode 4*, nous pouvons penser que cette méthode devrait préférentiellement être utilisée dans les futures études pour détecter le décollement du talon, c'est-à-dire la fin des APA, en l'absence de matériel

supplémentaire, comme par exemple footswitch ou système de capture du mouvement.

Plusieurs limites peuvent être identifiées dans le cadre de ce travail. Une première limite est le fait que la présente étude ne porte que sur des sujets jeunes et sains. Il est possible que la performance de la *Méthode 4* puisse être moins concluante chez des individus âgés ou encore pathologiques (par exemple, des individus parkinsoniens), qui sont connus pour avoir des patterns d'initiation de la marche altérés (Elble et al., 1996; Halliday et al., 1998). Une seconde limite de cette étude était que les méthodes ont été testées uniquement en condition d'initiation de la marche vers l'avant. Il est fort probable que ces méthodes, ainsi que la *Méthode 4,* ne fournissent pas la même précision et fiabilité dans le cadre d'initiation de la marche dans d'autres directions que la direction antérieure (par exemple, initiation d'un pas latéral, vers l'arrière ou diagonalement, etc.).

6. CONCLUSION

Les résultats de la présente étude montrent que la méthode basée sur l'impulsion verticale, qui est introduite ici, est la méthode la plus précise et la plus fiable pour détecter l'événement du décollement du talon de la jambe oscillante en utilisant uniquement des données issues d'une plateforme de force. En l'absence de matériel supplémentaire, cette méthode constitue donc une alternative intéressante pour détecter le décollement du talon de la jambe oscillante, c'est-à-dire la fin des APA, durant l'initiation de la marche vers l'avant. Cette méthode pourrait être particulièrement intéressante pour l'analyse de l'initiation de la marche en pratique clinique. D'autres études sont cependant requises pour déterminer si cette méthode peut être appliquée chez les personnes âgées et pathologiques.

Partie 4

Conclusion générale et perspectives

L'objectif général de ce travail de thèse était d'étudier, chez le jeune adulte sain, l'adaptabilité des mécanismes de stabilisation ML de l'initiation de la marche lorsque la capacité posturo-cinétique est contrainte par divers facteurs de nature biomécanique. Deux types de contraintes posturales, susceptibles d'affecter la stabilité ML, ont été spécifiquement examinés : la surcharge (Partie 3, études 1 et 2), considérée comme une contrainte externe, et la vitesse de progression (étude 3), considérée comme une contrainte interne.

Les principaux mécanismes par lesquels le SNC contrôle la stabilité posturale ML au cours de l'initiation de la marche sont : i) les APA ML et ii) le placement latéral du pied oscillant à l'instant du posé du pied (Lyon et Day, 1997; Zettel et al., 2002a;b), ce dernier déterminant la largeur du pas. Les résultats de nos deux premières études ont montré que le SNC était capable de moduler les APA ML afin de maintenir une stabilité ML optimale au cours de l'initiation de la marche avec une surcharge. Plus précisément, nos résultats ont montré que, lorsque l'initiation de la marche était réalisée avec une surcharge répartie symétriquement selon les plans frontal et médian du corps (étude 1), la durée des APA ML était allongée de manière à réaliser une propulsion initiale du COM vers la jambe d'appui identique à celle de la condition sans charge. Cette adaptation contribuait au maintien d'une stabilité ML équivalente durant l'exécution du pas avec la surcharge. Lorsque la surcharge était répartie asymétriquement par rapport au plan médian du corps (étude 2), le SNC modulait l'amplitude des APA ML en fonction de la répartition du poids sur les appuis de façon à ce que la stabilité ML au cours de l'initiation de la marche soit inchangée.

Dans notre troisième étude, les résultats ont révélé que la durée des APA ML était réduite lorsque la vitesse de marche était augmentée, ce qui avait pour conséquence de réduire le déport latéral du COM vers la jambe d'appui à l'instant du décollement du pied oscillant. Cette moindre efficacité des APA ML avec l'augmentation de la vitesse était cependant compensée par une augmentation de la largeur du pas afin que la position ML du COM extrapolée reste à l'intérieur de la base de support à l'instant du posé du pied. De manière plus précise, nos résultats ont montré que la largeur du pas était modulée de façon à ce que la marge de stabilité à l'instant du posé du pied ne change pas avec la vitesse de marche. Ces résultats indiquent que le SNC était capable de moduler précisément les APA ML et la largeur du pas afin que la

stabilité dynamique ML au cours de l'initiation de la marche reste inchangée avec l'augmentation de la vitesse de marche. Par ailleurs, ces résultats viennent également soutenir l'hypothèse selon laquelle la position du COM extrapolée pourrait constituer une variable de contrôle pour le contrôle de l'équilibre postural (Hasson et al., 2008; Yiou et al., 2011a; Yiou et al., 2012b).

Notre quatrième étude a permis de proposer et de valider une méthode permettant de détecter l'instant de décollement du talon oscillant (i.e. la fin des APA) durant l'initiation de la marche uniquement à partir de données issues d'une plateforme de force. Les résultats de cette étude ont révélé que cette nouvelle méthode présentait une précision et une fiabilité proches des systèmes de mesure généralement utilisés pour détecter cet événement temporel, e.g. footswitch ou système de capture du mouvement. Cette méthode pourrait être particulièrement intéressante dans le milieu clinique, domaine dans lequel la complexité et l'encombrement associés aux systèmes traditionnels (i.e., footswitch ou système de capture du mouvement) peuvent représenter des obstacles à l'analyse de l'initiation de la marche.

Par ailleurs, l'ensemble des résultats issus de cette thèse contribue à une meilleure compréhension de la capacité d'adaptation des mécanismes de contrôle de l'équilibre associés à l'exécution du mouvement volontaire. En particulier, nos résultats confirment que le SNC est capable de moduler les paramètres spatio-temporels des APA pour maintenir une stabilité ML optimale (Yiou et al., 2011a; Yiou et Do, 2011; Yiou et al., 2012b). De plus, ces résultats mettent en évidence que, pour maintenir une stabilité ML optimale, le SNC peut également adapter le placement latéral du pied oscillant à l'instant du posé du pied. Nous proposons que ces adaptations posturales constituent des indicateurs pertinents de la capacité posturo-cinétique des individus et que, par conséquent, nos résultats peuvent avoir des applications pratiques importantes dans le domaine de l'évaluation clinique des patients posturo-déficients.

Ce travail de thèse ouvre de nouvelles perspectives de recherche. Ces dernières sont décrites ci-après:

- Les résultats de nos expérimentations ont montré que les individus sains étaient

capables de moduler les APA ML associés à l'initiation de la marche de façon à créer les forces propulsives ML initiales nécessaires pour que la stabilité ML durant la phase d'exécution reste inchangée avec la surcharge. La surcharge testée dans nos études correspondait à 10% (étude 2) et 15% (étude 1) du poids corporel des sujets. Des études complémentaires sont envisagées afin d'évaluer l'effet d'une augmentation croissante de la masse de la surcharge sur le contrôle de la stabilité ML au cours de l'initiation de la marche. Il est probable qu'il existe une « charge limite » à partir de laquelle le SNC n'est plus capable d'adapter des APA ML pour produire les forces propulsives initiales nécessaires au maintien de la stabilité ML avec la surcharge. Il serait alors intéressant de voir si les individus peuvent compenser cela en adaptant la largeur du pas afin d'éviter une détérioration de la stabilité ML.

- La fatigue des muscles posturaux est bien connue pour affecter les APA associés au mouvement volontaire. De manière générale, il a été montré qu'en situation de fatigue posturale, le SNC était capable d'augmenter la durée des APA afin de maintenir un niveau de contre-perturbation optimal au cours du mouvement (e.g., Kanekar et al., 2008; Morris et Allison, 2006; Strang et Berg, 2007; Strang et al., 2009; Vuillerme et al., 2002). Toutefois, une étude récente a montré que la fatigue posturale induite par des contractions isométriques d'intensité élevée altère la capacité d'adaptation des APA (Mezaour et al., 2010), ce qui pourrait avoir des effets délétères sur la stabilité posturale. Dans les différentes expérimentations de cette thèse, des temps de récupération ont été mis en place entre les différentes conditions expérimentales afin d'éviter l'apparition d'un effet de fatigue. Nous pouvons ainsi considérer que les sujets étaient dans des conditions « optimales » pour réaliser les différentes séries expérimentales. Cela pourrait être à l'origine de la capacité des APA ML à s'adapter afin de maintenir une stabilité ML optimale avec la surcharge. Il pourrait ainsi être intéressant de voir si cette capacité d'adaptation se dégrade avec la survenue d'une fatigue posturale, induite, par exemple, par des contractions isométriques ou par une marche de longue durée.

- Les différentes expérimentations réalisées au cours de cette thèse ont porté uniquement sur le jeune adulte sain. Des travaux sont actuellement menés chez la personne âgée. Cette population est bien connue pour présenter des difficultés dans le contrôle de la stabilité ML lors de la survenue d'une perturbation posturale externe (Maki et al., 2000; Mille et al., 2005; Rogers et Mille, 2003), e.g., une translation

soudaine de la surface d'appui ou un tirage brusque d'un câble fixé à la taille. Comme le souligne ces auteurs, cette détérioration de la capacité à contrôler la stabilité dans le plan frontal représente une des causes des chutes fréquentes observées dans cette population. Récemment, des auteurs (Robinovitch et al., 2013) ont montré, par le biais d'enregistrements vidéographiques, que de nombreuses chutes survenant chez la personne âgée auraient lieu au cours de l'initiation de la marche et que celles-ci seraient liées principalement à des problèmes de transfert de poids. A l'heure actuelle, nous ne savons pas vraiment dans quelle mesure le vieillissement affecte les mécanismes de stabilisation ML de l'initiation de la marche et la stabilité ML associée. A notre connaissance, une seule étude s'est intéressée à examiner le contrôle de la stabilité dynamique ML durant l'initiation du pas chez des seniors (Singer et al., 2013). Cependant, cette étude s'est focalisée presque exclusivement sur la *phase d'arrêt du pas* et donc n'a pas clairement investigué l'effet du vieillissement sur le contrôle de la stabilité ML durant la *phase d'initiation du pas*. Les études que nous menons actuellement visent, dans un premier temps, à déterminer comment le vieillissement normal affecte la stratégie de stabilisation ML au cours de l'initiation de la marche. Comme proposé dans notre étude 3, le concept de « centre de masse extrapolé » sera employé afin d'évaluer la stabilité dynamique ML chez la personne âgée. Dans un deuxième temps, nous envisageons d'examiner, chez la personne âgée, l'adaptabilité des mécanismes de stabilisation ML de l'initiation de la marche à différentes contraintes posturales (e.g., vitesse de marche, surcharge, etc.). Les travaux qui ont été réalisés au cours de cette thèse serviront de base pour ces études futures.

- Ce travail de thèse laisse penser que la surcharge pourrait constituer un moyen intéressant pour améliorer le contrôle de la stabilité posturale ML chez la personne âgée ou d'autres populations présentant des troubles de l'équilibre (e.g., parkinsoniens, hémiplégiques, etc.). En effet, nos résultats ont montré que la répartition de la surcharge par rapport au plan médian du corps affectait la répartition du poids sur les appuis, ce qui conduisait le SNC à moduler les APA ML afin de maintenir la stabilité ML et ainsi éviter une chute potentielle au cours de l'initiation de la marche. La surcharge constitue ainsi une véritable contrainte pour le système de contrôle postural. Il est bien connu que les programmes de rééducation les plus efficaces pour améliorer le contrôle de la stabilité posturale et réduire le

risque de chute sont ceux qui fournissent des perturbations posturales (Sherrington et al., 2011; Tiedemann et al., 2011). Par exemple, il a été montré qu'un programme contenant des exercices de déstabilisation posturale était plus efficace qu'un programme contenant des exercices de stretching et de Taï-chi pour réduire le risque de chute chez des individus hémiplégiques (Marigold et al., 2005). Ainsi, il serait intéressant d'évaluer comment un entraînement d'initiation de la marche avec une surcharge répartie de façon symétrique et asymétrique selon le plan médian du corps, comme présenté dans l'étude 2, affecte le contrôle de la stabilité ML au cours de l'initiation de la marche chez des individus présentant des troubles de l'équilibre (e.g., personnes âgées, parkinsoniens, hémiplégiques, etc).

Références bibliographiques

ABE D., YANAGAWA K., NIIHATA S. (2004). Effects of load carriage, load position, and walking speed on energy cost of walking. Appl Ergon 35, 329-335.

ALLARD P., DALLEAU G., BEGON M., BLANCHI J.-P. (2012). Analyse du mouvement par la biomécanique (3ème édition). Fidès ed., Montréal.

ANKER L.C., WEERDESTEYN V., VAN NES I.J., NIENHUIS B., STRAATMAN H., GEURTS A.C. (2008). The relation between postural stability and weight distribution in healthy subjects. Gait Posture 27, 471-477.

ARUIN A.S., FORREST W.R., LATASH M.L. (1998). Anticipatory postural adjustments in conditions of postural instability. Electroencephalogr Clin Neurophysiol 109, 350-359.

ARUIN A.S., LATASH M.L. (1995). The role of motor action in anticipatory postural adjustments studied with self-induced and externally triggered perturbations. Exp Brain Res 106, 291-300.

AZUMA T., ITO T., YAMASHITA N. (2007). Effects of changing the initial horizontal location of the center of mass on the anticipatory postural adjustments and task performance associated with step initiation. Gait Posture 26, 526-531.

BABINSKI J. (1899). De l'asynergie cérébelleuse. Revue Neurologique 7, 806-816.

BASMAJIAN J.V., DE LUCA C.J. (1985). Muscles alive: Their functions revealed by electromyography, 5th Ed.: Williams & Wilkins, Baltimore.

BAZALGETTE D., ZATTARA M., BATHIEN N., BOUISSET S., RONDOT P. (1987). Postural adjustments associated with rapid voluntary arm movements in patients with Parkinson's disease. Adv Neurol 45, 371-374.

BELENKII V.E., GURFINKEL V.S., PALTSEV E.I. (1967). Elements of control of voluntary movements. Biofizika 12, 135-141.

BENSOUSSAN L., MESURE S., VITON J.M., CURVALE G., DELARQUE A. (2004). Asymetries chronometriques, cinetiques et cinematiques de l'initiation de la marche chez un sujet hemiplegique. Ann Readapt Med Phys 47, 611.

BENSOUSSAN L., MESURE S., VITON J.M., DELARQUE A. (2006). Kinematic and kinetic asymmetries in hemiplegic patients' gait initiation patterns. J Rehabil Med 38, 287-294.

BÉRAUD P., GAHÉRY Y. (1995). Relationships between the force of voluntary leg movements and the associated postural adjustments. Neurosci Lett 194, 177-180.

BERNSTEIN N.A. (1967). The co-ordination and regulation of movements.: Pergamon Press, Oxdord.

BOUISSET S. (2002). Biomécanique et Physiologie du Mouvement. Masson, Paris.

BOUISSET S. (1991). Relationship between postural support and intentional movement: biomechanical approach. Arch Int Physiol Biochim Biophys 99, A77-92.

BOUISSET S., DO M.C. (2008). Posture, dynamic stability, and voluntary movement. Neurophysiol Clin 38, 345-362.

BOUISSET S., DUCHENE J.L. (1994). Is body balance more perturbed by respiration in seating than in standing posture? Neuroreport 5, 957-960.

BOUISSET S., LE BOZEC S. (2002). Posturo-kinetic capacity and postural function in voluntary movements, in: M.L. LATASH, (ed.). Progress in motor control. Vol. II : Structure-function relations in voluntary movements, Human Kinetics, Champaign. 25-52.

BOUISSET S., MATON B. (1995). Mucles, posture et mouvement. Bases et applications de la méthode électromyographique. Hermann. Editeurs des sciences et des arts, Paris.

BOUISSET S., RICHARDSON J., ZATTARA M. (2000a). Are amplitude and duration of anticipatory postural adjustments identically scaled to focal movement parameters in humans? Neurosci Lett 278, 153-156.

BOUISSET S., RICHARDSON J., ZATTARA M. (2000b). Do anticipatory postural adjustments occurring in different segments of the postural chain follow the same organisational rule for different task movement velocities, independently of the inertial load value? Exp Brain Res 132, 79-86.

BOUISSET S., ZATTARA M. (1988). Anticipatory postural adjustments and dynamic asymmetry of voluntary movement, in: V. GURFINKEL, et al., Editors. Stance and motion, Plenum Press, New York. 177-183.

BOUISSET S., ZATTARA M. (1987). Biomechanical study of the programming of anticipatory postural adjustments associated with voluntary movement. J Biomech 20, 735-742.

BOUISSET S., ZATTARA M. (1981). A sequence of postural movements precedes voluntary movement. Neurosci Lett 22, 263-270.

BRENIÈRE Y., BRIL B., FONTAINE R. (1989). Analysis of the transition from upright stance to steady state locomotion in children with under 200 days of autonomous waking. J Mot Behav 21, 20-37.

BRENIÈRE Y., DO M.C. (1991). Control of gait initiation. J Mot Behav 23, 235-240.

BRENIÈRE Y., DO M.C. (1987). Modifications posturales associées au lever du talon dans l'initiation du pas de la marche normale. J Biophys Biomec 11, 161-167.

BRENIÈRE Y., DO M.C. (1986). When and how does steady state gait movement induced from upright posture begin? J Biomech 19, 1035-1040.

BRENIÈRE Y., DO M.C., BOUISSET S. (1987). Are dynamic phenomena prior to stepping essential to walking. J Mot Behav 19, 62-76.

BRENIÈRE Y., DO M.C., SANCHEZ J. (1981). A biomechanical study of the gait initiation process. J Biophys Med Nucl 5, 197-205.

BRUNT D., LAFFERTY M.J., MCKEON A., GOODE B., MULHAUSEN C., POLK P. (1991). Invariant characteristics of gait initiation. Am J Phys Med Rehabil 70, 206-212.

BRUNT D., LIU S.-M., TRIMBLE M., BAUER J., SHORT M. (1999). Principles underlying the organization of movement initiation from quiet stance. Gait Posture 10, 121-128.

BRUNT D., VANDER LINDEN D.W., BEHRMAN A.L. (1995). The relation between limb loading and control parameters of gait initiation in persons with stroke. Arch Phys Med Rehabil 76, 627-634.

BURLEIGH-JACOBS A., HORAK F.B., NUTT J.G., OBESO J.A. (1997). Step initiation in Parkinson's disease: influence of levodopa and external sensory triggers. Mov Disord 12, 206-215.

CADERBY T., DALLEAU G., LEROYER P., BONAZZI B., CHANE-TENG D., DO M.C. (2013). Does an additional load modify the Anticipatory Postural Adjustments in gait initiation? Gait Posture 37, 144-146.

CARLSÖÖ S. (1966). The initiation of walking. Acta Anta 65, 1-9.

CARLSÖÖ S. (1961). The static muscle load in different work positions: an electromyographic study. Ergonomics 4, 193-211.

CARONNI A., CAVALLARI P. (2009a). Anticipatory postural adjustments stabilise the whole upper-limb prior to a gentle index finger tap. Exp Brain Res 194, 59-66.

CARONNI A., CAVALLARI P. (2009b). Supra-spinal circuits shape inhibitory postural adjustments anticipating voluntary index-finger flexion. Exp Brain Res 198, 19-28.

CHABRAN E., MATON B., FOURMENT A. (2002). Effects of postural muscle fatigue on the relation between segmental posture and movement. J Electromyogr Kinesiol 12, 67-79.

CHABRAN E., MATON B., RIBREAU C., FOURMENT A. (2001). Electromyographic and biomechanical characteristics of segmental postural adjustments associated with voluntary wrist movements. Influence of an elbow support. Exp Brain Res 141, 133-145.

CHASTAN N., DO M.C., BONNEVILLE F., TORNY F., BLOCH F., WESTBY G.W., DORMONT D., AGID Y., WELTER M.L. (2009a). Gait and balance disorders

in Parkinson's disease: impaired active braking of the fall of centre of gravity. Mov Disord 24, 188-195.

CHASTAN N., WESTBY G.W., DU MONTCEL S.T., DO M.C., CHONG R.K., AGID Y., WELTER M.L. (2010). Influence of sensory inputs and motor demands on the control of the centre of mass velocity during gait initiation in humans. Neurosci Lett 469, 400-404.

CHASTAN N., WESTBY G.W., YELNIK J., BARDINET E., DO M.C., AGID Y., WELTER M.L. (2009b). Effects of nigral stimulation on locomotion and postural stability in patients with Parkinson's disease. Brain 132, 172-184.

CHONG R.K.Y., CHASTAN N., WELTER M.-L., DO M.-C. (2009). Age-related changes in the center of mass velocity control during walking. Neurosci Lett 458, 23-27.

CHOW D.H., KWOK M.L., CHENG J.C., LAO M.L., HOLMES A.D., AU-YANG A., YAO F.Y., WONG M.S. (2006). The effect of backpack weight on the standing posture and balance of schoolgirls with adolescent idiopathic scoliosis and normal controls. Gait Posture 24, 173-181.

CLEMENT G., GURFINKEL V.S., LESTIENNE F., LIPSHITS M.I., POPOV K.E. (1984). Adaptation of postural control to weightlessness. Exp Brain Res 57, 61-72.

COLNÉ P., FRELUT M.L., PERES G., THOUMIE P. (2008). Postural control in obese adolescents assessed by limits of stability and gait initiation. Gait Posture 28, 164-169.

COMMISSARIS D.A., TOUSSAINT H.M., HIRSCHFELD H. (2001). Anticipatory postural adjustments in a bimanual, whole-body lifting task seem not only aimed at minimising anterior--posterior centre of mass displacements. Gait Posture 14, 44-55.

COOK T., COZZENS B. (1976). The initiation of gait, in: R. HERMAN, et al., Editors. Neural control of locomotion, Plenum Press, New York. 65-76.

CORBEIL P., ANAKA E. (2011). Combined effects of speed and directional change on postural adjustments during gait initiation. J Electromyogr Kinesiol 21, 734-741.

CORBEIL P., SIMONEAU M., RANCOURT D., TREMBLAY A., TEASDALE N. (2001). Increased risk for falling associated with obesity: mathematical modeling of postural control. IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng 9, 126-136.

CORDO P.J., NASHNER L.M. (1982). Properties of postural adjustments associated with rapid arm movements. J Neurophysiol 47, 287-302.

COUILLANDRE A. (2008). L'initiation de la marche: un paradigme intéressant pour l'étude de la coordination posture/mouvement volontaire. Kinesither Sci 485, 19-25.

COUILLANDRE A., BRENIERE Y., MATON B. (2000). Is human gait initiation program affected by a reduction of the postural basis? Neurosci Lett 285, 150-154.

CRENNA P., FRIGO C. (1991). A motor programme for the initiation of forward-oriented movements in humans. J Physiol 437, 635-653.

CRENNA P., FRIGO C., MASSION J., PEDOTTI A. (1987). Forward and backward axial synergies in man. Exp Brain Res 65, 538-548.

DALTON E., BISHOP M., TILLMAN M.D., HASS C.J. (2011). Simple change in initial standing position enhances the initiation of gait. Med Sci Sports Exerc 43, 2352-2358.

DAY B.L., STEIGER M.J., THOMPSON P.D., MARSDEN C.D. (1993). Effect of vision and stance width on human body motion when standing: implications for afferent control of lateral sway. J Physiol 469, 479-499.

DELVAL A., KRYSTKOWIAK P., BLATT J.L., LABYT E., BOURRIEZ J.L., DUJARDIN K., DESTEE A., DERAMBURE P., DEFEBVRE L. (2007). A biomechanical study of gait initiation in Huntington's disease. Gait Posture 25, 279-288.

DESSERY Y., BARBIER F., GILLET C., CORBEIL P. (2011). Does lower limb preference influence gait initiation? Gait Posture 33, 550-555.

DEVITA P., HONG D., HAMILL J. (1991). Effects of asymmetric load carrying on the biomechanics of walking. J Biomech 24, 1119-1129.

DIETRICH G., BRENIÈRE Y., DO M.C. (1994). Organization of local anticipatory movements in single step initiation. Hum Mov Sci 13, 195-210.

DO M.C., NOUILLOT P., BOUISSET S. (1991). Is balance or posture at the end of a voluntary movement programmed? Neurosci Lett 130, 9-11.

ELBLE R.J., COUSINS R., LEFFLER K., HUGHES L. (1996). Gait initiation by patients with lower-half parkinsonism. Brain 119 (Pt 5), 1705-1716.

ELBLE R.J., MOODY C., LEFFLER K., SINHA R. (1994). The initiation of normal walking. Mov Disord 9, 139-146.

FORGET R., LAMARRE Y. (1990). Anticipatory postural adjustment in the absence of normal peripheral feedback. Brain Res 508, 176-179.

FRIEDLI W.G., COHEN L., HALLETT M., STANHOPE S., SIMON S.R. (1988). Postural adjustments associated with rapid voluntary arm movements. II. Biomechanical analysis. J Neurol Neurosurg Psychiatry 51, 232-243.

FRIEDLI W.G., HALLETT M., SIMON S.R. (1984). Postural adjustments associated with rapid voluntary arm movements 1. Electromyographic data. J Neurol Neurosurg Psychiatry 47, 611-622.

GAGE W.H., WINTER D.A., FRANK J.S., ADKIN A.L. (2004). Kinematic and kinetic validity of the inverted pendulum model in quiet standing. Gait Posture 19, 124-132.

GAGEY P.M., WEBER B. (1995). Posturologie: Régulation et dérèglements de la station debout. Masson, Paris.

GAHÉRY Y. (1987). Associated movements, postural adjustments and synergies: some comments about the history and significance of three motor concepts. Arch Ital Biol 125, 345-360.

GAHÉRY Y., MASSION J. (1981). Co-ordination between posture and movement. Trends Neurosci 4, 199-202.

GÉLAT T., BRENIERE Y. (2000). Adaptation of the gait initiation process for stepping on to a new level using a single step. Exp Brain Res 133, 538-546.

GÉLAT T., PELLEC A.L. (2007). Why anticipatory postural adjustements in gait initiation need to be moified when stepping up onto a new level? Neurosci Lett 429, 17-21.

GÉLAT T., PELLEC A.L., BRENIERE Y. (2006). Evidence for a common process in gait initiation and stepping on to a new level to reach gait velocity. Exp Brain Res 170, 336-344.

GENTHON N., ROUGIER P. (2005). Influence of an asymmetrical body weight distribution on the control of undisturbed upright stance. J Biomech 38, 2037-2049.

GHOUSSAYNI S., STEVENS C., DURHAM S., EWINS D. (2004). Assessment and validation of a simple automated method for the detection of gait events and intervals. Gait Posture 20, 266-272.

GRAY J. (1968). Animal Locomotion. Weidenfeld & Nicolson, New York.

GRENIER J.G., PEYROT N., CASTELLS J., OULLION R., MESSONNIER L., MORIN J.B. (2012). Energy cost and mechanical work of walking during load carriage in soldiers. Med Sci Sports Exerc 44, 1131-1140.

GURFINKEL E.V. (1973). Physical foundations of stabilography. Agressologie 14, 9-13.

HADDAD J.M., RIETDYK S., RYU J.H., SEAMAN J.M., SILVER T.A., KALISH J.A., HUGHES C.M. (2011). Postural asymmetries in response to holding evenly and unevenly distributed loads during self-selected stance. J Mot Behav 43, 345-355.

HALLIDAY S.E., WINTER D.A., FRANK J.S., PATLA A.E., PRINCE F. (1998). The initiation of gait in young, elderly, and Parkinson's disease subjects. Gait Posture 8, 8-14.

HAMAOUI A., GONNEAU E., LE BOZEC S. (2010). Respiratory disturbance to posture varies according to the respiratory mode. Neurosci Lett 475, 141-144.

HASSON C.J., VAN EMMERIK R.E., CALDWELL G.E. (2008). Predicting dynamic postural instability using center of mass time-to-contact information. J Biomech 41, 2121-2129.

HAY L., REDON C. (2001). Development of postural adaptation to arm raising. Exp Brain Res 139, 224-232.

HERMAN R., COOK T., COZZENS B., FREEDMAN W. (1973). Control of postural reactions in man: the initiation of gait. Adv Behav Biol 7, 363-387.

HESS W.R. (1943). Teleokinetisches und ereismatisches Krafte-system in der Biomotorik. Helv Physiol Parmacol Acta 1, C62-C63.

HESSE S., REITER F., JAHNKE M., DAWSON M., SARKODIE-GYAN T., MAURITZ K.-H. (1997). Asymmetry of gait initiation in hemiparetic stroke subjects. Arch Phys Med Rehab 78, 719.

HILLIARD M.J., MARTINEZ K.M., JANSSEN I., EDWARDS B., MILLE M.L., ZHANG Y., ROGERS M.W. (2008). Lateral balance factors predict future falls in community-living older adults. Arch Phys Med Rehabil 89, 1708-1713.

HOF A.L., BOCKEL R.M.V., SCHOPPEN T., POSTEMA K. (2007). Control of lateral balance in walking Experimental findings in normal subjects and above-knee amputees. Gait Posture 25, 250-258.

HOF A.L., GAZENDAM M.G., SINKE W.E. (2005). The condition for dynamic stability. J Biomech 38, 1-8.

HONEINE J.L., SCHIEPPATI M., GAGEY O., DO M.C. (2013). The functional role of the triceps surae muscle during human locomotion. PLoS One 8, e52943.

HORAK F.B., ESSELMAN P., ANDERSON M.E., LYNCH M.K. (1984). The effects of movement velocity, mass displaced, and task certainty on associated postural adjustments made by normal and hemiplegic individuals. J Neurol Neurosurg Psychiatry 47, 1020-1028.

HORAK F.B., MACPHERSON J.M. (1996). Postural orientation and equilibrium, in: L.B. ROWELL and J.T. SHEPARD, Editors. Handbook of Physiology: Section 12, Exercise Regulation and Integration of Multiple Systems, Oxford University Press, New York. 255-292.

HORAK F.B., NASHNER L.M. (1986). Central programming of postural movements: adaptation to altered support-surface configurations. J Neurophysiol 55, 1369-1381.

HUANG L., ZHUANG J., ZHANG Y. (2013). A method of speed control during over-ground walking: using a digital light-emitting diode light strip. Adv Mat Res 718-720, 1371-1376.

HUNTER I.W., KEARNEY R.E. (1981). Respiratory components of human postural sway. Neurosci Lett 25, 155-159.

ILMANE N., LARUE J. (2008). Modulation of anticipatory postural adjustments in a complex task under different temporal constraints. Motor Control 12, 330-347.

ILMANE N., LARUE J. (2011). Postural and focal inhibition of voluntary movements prepared under various temporal constraints. Acta Psychol (Amst) 136, 1-10.

ITO T., AZUMA T., YAMASHITA N. (2003). Anticipatory control in the initiation of a single step under biomechanical constraints in humans. Neurosci Lett 352, 207-210.

JACOBS J.V., LOU J.S., KRAAKEVIK J.A., HORAK F.B. (2009). The supplementary motor area contributes to the timing of the anticipatory postural adjustment during step initiation in participants with and without Parkinson's disease. Neuroscience 164, 877-885.

JIAN Y., WINTER D.A., ISHAC M.G., GILCHRIST L. (1993). Trajectory of the body COG and COP during initiation and termination of gait. Gait Posture 1, 9-22.

KANEKAR N., SANTOS M.J., ARUIN A.S. (2008). Anticipatory postural control following fatigue of postural and focal muscles. Clin Neurophysiol 119, 2304-2313.

KANNUS P., PARKKARI J., KOSKINEN S., NIEMI S., PALVANEN M., JARVINEN M., VUORI I. (1999). Fall-induced injuries and deaths among older adults. JAMA 281, 1895-1899.

KASAI T., TAGA T. (1992). Effects of varying load conditions on the organization of postural adjustments during voluntary arm flexion. J Mot Behav 24, 359-365.

KRISHNAN V., ARUIN A.S. (2011). Postural control in response to a perturbation: role of vision and additional support. Exp Brain Res 212, 385-397.

LE BOZEC S., BOUISSET S. (2004). Does postural chain mobility influence muscular control in sitting ramp pushes? Exp Brain Res 158, 427-437.

LE BOZEC S., BOUISSET S., RIBREAU C. (2008). Postural control in isometric ramp pushes: the role of Consecutive Postural Adjustments (CPAs). Neurosci Lett 448, 250-254.

LE BOZEC S.L., GOUTAL L., BOUISSET S. (1997). Dynamic postural adjustments associated with the development of isometric forces in sitting subjects. C R Acad Sci III 320, 715-720.

LE PELLEC A., MATON B. (1999). Anticipatory postural adjustments are associated with single vertical jump and their timing is predictive of jump amplitude. Exp Brain Res 129, 551-558.

LE PELLEC A., MATON B. (2002). Initiation of a vertical jump: the human body's upward propulsion depends on control of forward equilibrium. Neurosci Lett 323, 183-186.

LEDEBT A., BRIL B., BRENIERE Y. (1998). The build-up of anticipatory behaviour. An analysis of the development of gait initiation in children. Exp Brain Res 120, 9-17.

LEDIN T., FRANSSON P.A., MAGNUSSON M. (2004). Effects of postural disturbances with fatigued triceps surae muscles or with 20% additional body weight. Gait Posture 19, 184-193.

LEE W.A., BUCHANAN T.S., ROGERS M.W. (1987). Effects of arm acceleration and behavioral conditions on the organization of postural adjustments during arm flexion. Exp Brain Res 66, 257-270.

LEE W.A., MICHAELS C.F., PAI Y.C. (1990). The organization of torque and EMG activity during bilateral handle pulls by standing humans. Exp Brain Res 82, 304-314.

LEITCH J., STEBBINS J., PAOLINI G., ZAVATSKY A.B. (2011). Identifying gait events without a force plate during running: a comparison of methods. Gait Posture 33, 130-132.

LEPERS R., BRENIERE Y. (1995). The role of anticipatory postural adjustments and gravity in gait initiation. Exp Brain Res 107, 118-124.

LEPERS R., BRENIÈRE Y., MATON B. (1999). Changes to the gait initiation programme following a running exercise in human subjects. Neurosci Lett 260, 69-73.

LI X., ARUIN A.S. (2007). The effect of short-term changes in the body mass on anticipatory postural adjustments. Exp Brain Res 181, 333-346.

LI X., ARUIN A.S. (2009). The effect of short-term changes in body mass distribution on feed-forward postural control. J Electromyogr Kinesiol 19, 931-941.

LIN S.I., YANG W.C. (2011). Effect of plantar desensitization on postural adjustments prior to step initiation. Gait Posture 34, 451-456.

LINO F., BOUISSET S. (1994). Is velocity of a pointing movement performed in a sitting posture increased by upper body instability? J Biomech 27, 733.

LIPSHITS M.I., MAURITZ K., POPOV K.E. (1981). Quantitative analysis of anticipatory postural components of a complex voluntary movement. Hum Physiol 7, 165-173.

LIU J., LOCKHART T.E. (2013). Local dynamic stability associated with load carrying. Saf Health Work 4, 46-51.

LORAM I.D., LAKIE M. (2002). Direct measurement of human ankle stiffness during quiet standing: the intrinsic mechanical stiffness is insufficient for stability. J Physiol 545, 1041-1053.

LUCCARINI P., GAHERY Y., POMPEIANO O. (1990). Cholinoceptive pontine reticular structures modify the postural adjustments during the limb movements induced by cortical stimulation. Arch Ital Biol 128, 19-45.

LUND J.P., DONGA R., WIDMER C.G., STOHLER C.S. (1991). The pain-adaptation model: a discussion of the relationship between chronic musculoskeletal pain and motor activity. Can J Physiol Pharmacol 69, 683-694.

LYON I.N., DAY B.L. (1997). Control of frontal plane body motion in human stepping. Exp Brain Res 115, 345-356.

MACKINNON C.D., BISSIG D., CHIUSANO J., MILLER E., RUDNICK L., JAGER C., ZHANG Y., MILLE M.L., ROGERS M.W. (2007). Preparation of anticipatory postural adjustments prior to stepping. J Neurophysiol 97, 4368-4379.

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., CHENG K.C., MANSFIELD A., SCOVIL C.Y., PERRY S.D., PETERS A.L., MCKAY S., LEE T., MARQUIS A., CORBEIL P., FERNIE G.R., LIU B., MCILROY W.E. (2008). Preventing falls in older adults: new interventions to promote more effective change-in-support balance reactions. J Electromyogr Kinesiol 18, 243-254.

MAKI B.E., EDMONDSTONE M.A., MCILROY W.E. (2000). Age-related differences in laterally directed compensatory stepping behavior. J Gerontol A Biol Sci Med Sci 55, M270-277.

MANCINI M., ZAMPIERI C., CARLSON-KUHTA P., CHIARI L., HORAK F.B. (2009). Anticipatory postural adjustments prior to step initiation are hypometric in untreated Parkinson's disease: an accelerometer-based approach. Eur J Neurol 16, 1028-1034.

MANN R.A., HAGY J.L., WHITE V., LIDDELL D. (1979). The initiation of gait. J Bone Joint Surg Am 61, 232-239.

MANSFIELD A., PETERS A.L., LIU B.A., MAKI B.E. (2007). A perturbation-based balance training program for older adults: study protocol for a randomised controlled trial. BMC Geriatr 7, 12.

MARIGOLD D.S., ENG J.J. (2006). The relationship of asymmetric weight-bearing with postural sway and visual reliance in stroke. Gait Posture 23, 249-255.

MARIGOLD D.S., ENG J.J., DAWSON A.S., INGLIS J.T., HARRIS J.E., GYLFADOTTIR S. (2005). Exercise leads to faster postural reflexes, improved balance and mobility, and fewer falls in older persons with chronic stroke. J Am Geriatr Soc 53, 416-423.

MARTINEZ-MENDEZ R., SEKINE M., TAMURA T. (2011). Detection of anticipatory postural adjustments prior to gait initiation using inertial wearable sensors. J Neuroeng Rehabil 8, 17.

MASSION J. (1992). Movement, posture and equilibrium: interaction and coordination. Prog Neurobiol 38, 35-56.

MASSION J., IOFFE M., SCHMITZ C., VIALLET F., GANTCHEVA R. (1999). Acquisition of anticipatory postural adjustments in a bimanual load-lifting task: normal and pathological aspects. Exp Brain Res 128, 229-235.

MASSION J., POPOV K., FABRE J.C., RAGE P., GURFINKEL V. (1997). Is the erect posture in microgravity based on the control of trunk orientation or center of mass position? Exp Brain Res 114, 384-389.

MCGRAW B., MCCLENAGHAN B.A., WILLIAMS H.G., DICKERSON J., WARD D.S. (2000). Gait and postural stability in obese and nonobese prepubertal boys. Arch Phys Med Rehabil 81, 484-489.

MCILROY W.E., MAKI B.E. (1999). The control of lateral stability during rapid stepping reactions evoked by antero-posterior perturbation: does anticipatory control play a role? Gait Posture 9, 190-198.

MCILROY W.E., MAKI B.E. (1997). Preferred placement of the feet during quiet stance: development of a standardized foot placement for balance testing. Clin Biomech (Bristol, Avon) 12, 66-70.

MELZER I., KRASOVSKY T., ODDSSON L.I., LIEBERMANN D.G. (2010). Age-related differences in lower-limb force-time relation during the push-off in rapid voluntary stepping. Clin Biomech (Bristol, Avon) 25, 989-994.

MELZER I., ODDSSON L.I. (2004). The effect of a cognitive task on voluntary step execution in healthy elderly and young individuals. J Am Geriatr Soc 52, 1255-1262.

MEMARI S., DO M.C., LE BOZEC S., BOUISSET S. (2013). The Consecutive Postural Adjustments (CPAs) that follow foot placement in single stepping. Neurosci Lett 543, 32-36.

MENZ H.B., LORD S.R., FITZPATRICK R.C. (2003). Acceleration patterns of the head and pelvis when walking on level and irregular surfaces. Gait Posture 18, 35-46.

MERLE J., ROUGIER P., BELAID D., CANTALLOUBE S., LAMOTTE D. (2009). Is early weight bearing resumption beneficial after total hip replacement? Orthop Traumatol Surg Res 95, 127-133.

MEZAOUR M., YIOU E., LE BOZEC S. (2010). Effect of lower limb muscle fatigue on anticipatory postural adjustments associated with bilateral-forward reach in the unipedal dominant and non-dominant stance. Eur J Appl Physiol 110, 1187-1197.

MICHEL V., DO M.-C., CHONG R.K.Y. (2004). The strategies to regulate and to modulate the propulsive forces during gait initiation in lower limb amputees. Exp Brain Res 158, 356-365.

MICHEL V., DO M.C. (2002). Are stance ankle plantar flexor muscles necessary to generate propulsive force during human gait initiation? Neurosci Lett 325, 139-143.

MICKELBOROUGH J., VAN DER LINDEN M.L., RICHARDS J., ENNOS A.R. (2000). Validity and reliability of a kinematic protocol for determining foot contact events. Gait Posture 11, 32-37.

MICKELBOROUGH J., VAN DER LINDEN M.L., TALLIS R.C., ENNOS A.R. (2004). Muscle activity during gait initiation in normal elderly people. Gait Posture 19, 50-57.

MIFF S.C., CHILDRESS D.S., GARD S.A., MEIER M.R., HANSEN A.H. (2005). Temporal symmetries during gait initiation and termination in nondisabled ambulators and in people with unilateral transtibial limb loss. J Rehabil Res Dev 42, 175-182.

MILLE M.-L., MOUCHNINO L. (1998). Are human anticipatory postural adjustments affected by a modification of the initial position of the center of gravity? Neurosci Lett 242, 61-64.

MILLE M.L., JOHNSON M.E., MARTINEZ K.M., ROGERS M.W. (2005). Age-dependent differences in lateral balance recovery through protective stepping. Clin Biomech (Bristol, Avon) 20, 607-616.

MORASSO P.G., SCHIEPPATI M. (1999). Can muscle stiffness alone stabilize upright standing? J Neurophysiol 82, 1622-1626.

MORRIS S.L., ALLISON G.T. (2006). Effects of abdominal muscle fatigue on anticipatory postural adjustments associated with arm raising. Gait Posture 24, 342-348.

MOUCHNINO L., AURENTY R., MASSION J., PEDOTTI A. (1992). Coordination between equilibrium and head-trunk orientation during leg movement: a new strategy build up by training. J Neurophysiol 67, 1587-1598.

MOUCHNINO L., BLOUIN J. (2013). When standing on a moving support, cutaneous inputs provide sufficient information to plan the anticipatory postural adjustments for gait initiation. PLoS One 8, e55081.

MOUCHNINO L., ROBERT G., RUGET H., BLOUIN J., SIMONEAU M. (2012). Online control of anticipated postural adjustments in step initiation: evidence from behavioral and computational approaches. Gait Posture 35, 616-620.

MURRAY M.P., SEIREG A., SCHOLZ R.C. (1967). Center of gravity, center of pressure, and supportive forces during human activities. J Appl Physiol 23, 831-838.

NARDONE A., SCHIEPPATI M. (1988). Postural adjustments associated with voluntary contraction of leg muscles in standing man. Exp Brain Res 69, 469-480.

NASHNER L.M. (1971). A model describing vestibular detection of body sway motion. Acta Otolaryngol 72, 429-436.

NEVITT M.C., CUMMINGS S.R. (1993). Type of fall and risk of hip and wrist fractures: the study of osteoporotic fractures. The Study of Osteoporotic Fractures Research Group. J Am Geriatr Soc 41, 1226-1234.

NISSAN M., WHITTLE M.W. (1990). Initiation of gait in normal subjects: a preliminary study. J Biomed Eng 12, 165-171.

NOUILLOT P., BOUISSET S., DO M.C. (1992). Do fast voluntary movements necessitate anticipatory postural adjustments even if equilibrium is unstable? Neurosci Lett 147, 1-4.

OKADA M. (1972). An electromyographic estimation of the relative muscular load in different human postures. J Human Ergol 75-93.

OKADA M., FUJIWARA K. (1983). Muscle activity around the ankle joint as correlated with the center of foot pressure in an upright stance, in: H. MATSUI and K. KOBAYASHI, Editors. Biomechanics VIII-A, Human Kinetics, Champaign, IL. 209-216.

PAI Y.C., PATTON J. (1997). Center of mass velocity-position predictions for balance control. J Biomech 30, 347-354.

PAILLARD J. (1971). Les déterminants moteurs de l'organisation dans l'espace. Cahiers de Psychologie 14, 261-316.

PAILLARD J. (1976). Tonus, Postures et Mouvements, in: C. KAYSER, (ed.). Physiologie, 3ème édition., Flammarion, Paris. Tome III, Ch. 6, p. 521-728.

PASCOE D.D., PASCOE D.E., WANG Y.T., SHIM D.M., KIM C.K. (1997). Influence of carrying book bags on gait cycle and posture of youths. Ergonomics 40, 631-641.

PATCHAY S., GAHÉRY Y. (2003). Effect of asymmetrical limb loading on early postural adjustments associated with gait initiation in young healthy adults. Gait Posture 18, 85-94.

PATLA A.E., ISHAC M.G., WINTER D.A. (2002). Anticipatory control of center of mass and joint stability during voluntary arm movement from a standing posture: interplay between active and passive control. Exp Brain Res 143, 318-327.

PATTON J.L., PAI Y., LEE W.A. (1999). Evaluation of a model that determines the stability limits of dynamic balance. Gait Posture 9, 38-49.

PEYROT N., THIVEL D., ISACCO L., MORIN J.-B., DUCHE P., BELLI A. (2009). Do mechanical gait parameters explain the higher metabolic cost of walking in obese adolescents? J Appl Physiol 106, 1763-1770.

ROBERT G., BLOUIN J., RUGET H., MOUCHNINO L. (2007). Coordination between postural and movement controls: effect of changes in body mass distribution on postural and focal component characteristics. Exp Brain Res 181, 159-171.

ROBINOVITCH S.N., FELDMAN F., YANG Y., SCHONNOP R., LEUNG P.M., SARRAF T., SIMS-GOULD J., LOUGHIN M. (2013). Video capture of the circumstances of falls in elderly people residing in long-term care: an observational study. Lancet 381, 47-54.

ROGERS M.W., HEDMAN L.D., JOHNSON M.E., CAIN T.D., HANKE T.A. (2001). Lateral stability during forward-induced stepping for dynamic balance recovery in young and older adults. J Gerontol A Biol Sci Med Sci 56, M589-594.

ROGERS M.W., HEDMAN L.D., JOHNSON M.E., MARTINEZ K.M., MILLE M.L. (2003). Triggering of protective stepping for the control of human balance: age and contextual dependence. Brain Res Cogn Brain Res 16, 192-198.

ROGERS M.W., MILLE M.L. (2003). Lateral stability and falls in older people. Exerc Sport Sci Rev 31, 182-187.

ROGERS M.W., PAI Y.C. (1990). Dynamic transitions in stance support accompanying leg flexion movements in man. Exp Brain Res 81, 398-402.

ROSENBLATT N.J., GRABINER M.D. (2010). Measures of frontal plane stability during treadmill and overground walking. Gait Posture 31, 380-384.

ROUGIER P., CARON O. (2000). Center of gravity motions and ankle joint stiffness control in upright undisturbed stance modeled through a fractional Brownian motion framework. J Mot Behav 32, 405-413.

ROUGIER P., GENTHON N. (2006). Contribution relative de chacun des appuis dans le maintien de la station debout non perturbée chez des patients amputés tibiaux: étude préliminaire. Kinesither Sci 472, 25-31.

ROUGIER P.R. (2007a). How visual feedback of decomposed movements of the center of pressure trajectories affects undisturbed postural control of healthy individuals. IEEE Trans Biomed Eng 54, 813-820.

ROUGIER P.R. (2007b). Relative contribution of the pressure variations under the feet and body weight distribution over both legs in the control of upright stance. J Biomech 40, 2477-2482.

RUGELJ D., SEVSEK F. (2011). The effect of load mass and its placement on postural sway. Appl Ergon 42, 860-866.

RUGET H., BLOUIN J., TEASDALE N., MOUCHNINO L. (2008). Can prepared anticipatory postural adjustments be updated by proprioception? Neuroscience 155, 640-648.

SCHEPENS B., DREW T. (2006). Descending signals from the pontomedullary reticular formation are bilateral, asymmetric, and gated during reaching movements in the cat. J Neurophysiol 96, 2229-2252.

SCHEPENS B., DREW T. (2004). Independent and convergent signals from the pontomedullary reticular formation contribute to the control of posture and movement during reaching in the cat. J Neurophysiol 92, 2217-2238.

SHERRINGTON C., TIEDEMANN A., FAIRHALL N., CLOSE J.C., LORD S.R. (2011). Exercise to prevent falls in older adults: an updated meta-analysis and best practice recommendations. N S W Public Health Bull 22, 78-83.

SHKURATOVA N., MORRIS M.E., HUXHAM F. (2004). Effects of age on balance control during walking. Arch Phys Med Rehabil 85, 582-588.

SINGER J.C., PRENTICE S.D., MCILROY W.E. (2013). Age-related changes in mediolateral dynamic stability control during volitional stepping. Gait Posture.

SINGER J.C., PRENTICE S.D., MCILROY W.E. (2012). Dynamic stability control during volitional stepping: a focus on the restabilisation phase at movement termination. Gait Posture 35, 106-110.

SINGH T., KOH M. (2009). Effects of backpack load position on spatiotemporal parameters and trunk forward lean. Gait Posture 29, 49-53.

SLIJPER H., LATASH M.L., MORDKOFF J.T. (2002). Anticipatory postural adjustments under simple and choice reaction time conditions. Brain Res 924, 184-197.

STAPLEY P., POZZO T., GRISHIN A. (1998). The role of anticipatory postural adjustments during whole body forward reaching movements. Neuroreport 9, 395-401.

STAPLEY P.J., POZZO T., CHERON G., GRISHIN A. (1999). Does the coordination between posture and movement during human whole-body reaching ensure center of mass stabilization? Exp Brain Res 129, 134-146.

STRANG A.J., BERG W.P. (2007). Fatigue-induced adaptive changes of anticipatory postural adjustments. Exp Brain Res 178, 49-61.

STRANG A.J., BERG W.P., HIERONYMUS M. (2009). Fatigue-induced early onset of anticipatory postural adjustments in non-fatigued muscles: support for a centrally mediated adaptation. Exp Brain Res 197, 245-254.

STRANG A.J., CHOI H.J., BERG W.P. (2008). The effect of exhausting aerobic exercise on the timing of anticipatory postural adjustments. J Sports Med Phys Fitness 48, 9-16.

TEYSSEDRE C., LINO F., ZATTARA M., BOUISSET S. (2000). Anticipatory EMG patterns associated with preferred and non-preferred arm pointing movements. Exp Brain Res 134, 435-440.

THOMAS A. (1940). Equilibre et équilibration. Masson, Paris.

THOMAS D.P., WHITNEY R.J. (1959). Postural movements during normal standing in man. J Anat 93, 524-539.

TIEDEMANN A., SHERRINGTON C., CLOSE J.C., LORD S.R. (2011). Exercise and Sports Science Australia position statement on exercise and falls prevention in older people. J Sci Med Sport 14, 489-495.

TIMMANN D., HORAK F.B. (1998). Perturbed step initiation in cerebellar subjects. 1. Modifications of postural responses. Exp Brain Res 119, 73-84.

TOKUNO C.D., ENG J.J. (2006). Gait initiation is dependent on the function of the paretic trailing limb in individuals with stroke. Gait Posture 24, 424-428.

TOKUNO C.D., SANDERSON D.J., INGLIS J.T., CHUA R. (2003). Postural and movement adaptations by individuals with a unilateral below-knee amputation during gait initiation. Gait Posture 18, 158-169.

VAN DER FITS I.B., KLIP A.W., VAN EYKERN L.A., HADDERS-ALGRA M. (1998). Postural adjustments accompanying fast pointing movements in standing, sitting and lying adults. Exp Brain Res 120, 202-216.

VAN KEEKEN H.G., VRIELING A.H., HOF A.L., HALBERTSMA J.P., SCHOPPEN T., POSTEMA K., OTTEN B. (2008). Controlling propulsive forces in gait initiation in transfemoral amputees. J Biomech Eng 130, 011002.

VITON J.-M., TIMSIT M., MESURE S., MASSION J., FRANCESCHI J.-P., DELARQUE A. (2000). Asymmetry of gait initiation in patients with unilateral knee arthritis. Arch Phys Med Rehab 81, 194.

VITON J.M., ATLANI L., MESURE S., MASSION J., FRANCESCHI J.P., DELARQUE A., BARDOT A. (2002). Reorganization of equilibrium and movement control strategies after total knee arthroplasty. J Rehab Med 34, 12-19.

VRIELING A.H., VAN KEEKEN H.G., SCHOPPEN T., HOF A.L., OTTEN B., HALBERTSMA J.P., POSTEMA K. (2009). Gait adjustments in obstacle

crossing, gait initiation and gait termination after a recent lower limb amputation. Clin Rehabil 23, 659-671.

VRIELING A.H., VAN KEEKEN H.G., SCHOPPEN T., OTTEN E., HALBERTSMA J.P., HOF A.L., POSTEMA K. (2008). Gait initiation in lower limb amputees. Gait Posture 27, 423-430.

VUILLERME N., NOUGIER V., TEASDALE N. (2002). Effects of lower limbs muscular fatigue on anticipatory postural adjustments during arm motions in humans. J Sports Med Phys Fitness 42, 289-294.

WANG Y.T., PASCOE D.D., WEIMAR W. (2001). Evaluation of book backpack load during walking. Ergonomics 44, 858-869.

WELTER M.L., DO M.C., CHASTAN N., TORNY F., BLOCH F., DU MONTCEL S.T., AGID Y. (2007). Control of vertical components of gait during initiation of walking in normal adults and patients with progressive supranuclear palsy. Gait Posture 26, 393-399.

WINTER D.A. (1995). A.B.C (Anatomy, Biomechanics and Control) of balance during standing and walking. Waterloo biomechanics, Waterloo.

WINTER D.A. (1990). Biomechanics and Motor Control of Human Movement (2nd Ed.). Wiley, New York.

WINTER D.A., PATLA A.E. (1997). Signal Processing and Linear Systems for the Movement Sciences. Waterloo Biomechanics, Waterloo.

WINTER D.A., PATLA A.E., FRANK J.S. (1990). Assessment of balance control in humans. Med Prog Technol 16, 31-51.

WINTER D.A., PATLA A.E., PRINCE F., ISHAC M., GIELO-PERCZAK K. (1998). Stiffness control of balance in quiet standing. J Neurophysiol 80, 1211-1221.

WINTER D.A., PATLA A.E., RIETDYK S., ISHAC M.G. (2001). Ankle muscle stiffness in the control of balance during quiet standing. J Neurophysiol 85, 2630-2633.

WINTER D.A., PRINCE F., FRANK J.S., POWELL C., ZABJEK K.F. (1996). Unified theory regarding A/P and M/L balance in quiet stance. J Neurophysiol 75, 2334-2343.

WU G., MACLEOD M. (2001). The control of body orientation and center of mass location under asymmetrical loading. Gait Posture 13, 95-101.

YAMASHITA T., KATOH R. (1976). Moving patterns of point of application of vertical resultant force during level walking. J Biomech 9, 93-99.

YIOU E., CADERBY T., HUSSEIN T. (2012a). Adaptability of anticipatory postural adjustments associated with voluntary movement. World J Orthop 3, 75-86.

YIOU E., DEROCHE T., DO M.C., WOODMAN T. (2011a). Influence of fear of falling on anticipatory postural control of medio-lateral stability during rapid leg flexion. Eur J Appl Physiol 111, 611-620.

YIOU E., DITCHARLES S., LE BOZEC S. (2011b). Biomechanical reorganisation of stepping initiation during acute dorsiflexor fatigue. J Electromyogr Kinesiol 21, 727-733.

YIOU E., DO M.C. (2010). Control of mediolateral stability during rapid step initiation with preferred and non-preferred leg: is it symmetrical? Gait Posture 32, 145-147.

YIOU E., DO M.C. (2011). Effects of medio-lateral postural perturbation induced by voluntary arm raising on the biomechanical organization of rapid step initiation. Motor Control 15, 507-524.

YIOU E., HAMAOUI A., LE BOZEC S. (2007a). Influence of base of support size on arm pointing performance and associated anticipatory postural adjustments. Neurosci Lett 423, 29-34.

YIOU E., HUSSEIN T., LARUE J. (2012b). Influence of temporal pressure on anticipatory postural control of medio-lateral stability during rapid leg flexion. Gait Posture 35, 494-499.

YIOU E., MEZAOUR M., LE BOZEC S. (2009). Anticipatory postural adjustments and focal performance during bilateral forward-reach task under different stance conditions. Motor Control 13, 142-160.

YIOU E., SCHNEIDER C. (2007). Coordination of pointing and stepping: do postural phenomena result from the juxtaposition of the dynamics of each task? Neurosci Lett 425, 63-68.

YIOU E., SCHNEIDER C., ROUSSEL D. (2007b). Coordination of rapid stepping with arm pointing: anticipatory changes and step adaptation. Hum Mov Sci 26, 357-375.

ZATTARA M., BOUISSET S. (1988). Posturo-kinetic organisation during the early phase of voluntary upper limb movement. 1. Normal subjects. J Neurol Neurosurg Psychiatry 51, 956-965.

ZETTEL J.L., MCILROY W.E., MAKI B.E. (2002a). Can stabilizing features of rapid triggered stepping reactions be modulated to meet environmental constraints? Exp Brain Res 145, 297-308.

ZETTEL J.L., MCILROY W.E., MAKI B.E. (2002b). Environmental constraints on foot trajectory reveal the capacity for modulation of anticipatory postural adjustments during rapid triggered stepping reactions. Exp Brain Res 146, 38-47.

ZHANG X.A., YE M., WANG C.T. (2010). Effect of unilateral load carriage on postures and gait symmetry in ground reaction force during walking. Comput Methods Biomech Biomed Engin 13, 339-344.

Annexes

Valorisation de la thèse

Articles publiés ou soumis dans des revues à comité de lecture

- YIOU E, **CADERBY T,** HUSSEIN T (2012). Adaptability of anticipatory postural adjustments associated with voluntary movement. A review. *World Journal of Orthopedics* 3(6): 75-86.

- **CADERBY T,** DALLEAU G, LEROYER P, BONAZZI B, CHANE-TENG D, DO MC (2013). Does an additional load modify the Anticipatory Postural Adjustments in gait initiation? *Gait and Posture* 37 (1): 144-146.

- **CADERBY T,** YIOU E, PEYROT N, BONAZZI B, DALLEAU G (2013). Detection of swing heel-off event in gait initiation using force-plate data. *Gait and Posture* 37 (3): 463-466.

- **CADERBY T,** YIOU E, PEYROT N, BEGON M, DALLEAU G. Influence of gait speed on the control of mediolateral dynamic stability during gait initiation. Article accepté pour publication dans la revue *Journal of Biomechanics*.

Congrès internationaux

- **CADERBY T**, LEROYER P, BONAZZI B, DALLEAU G (2011). Effet d'une surcharge sur le contrôle anticipatoire de l'initiation de la marche. *10ème congrès de la SOFAMEA*, Saint Etienne, France. (Communication orale)

- **CADERBY T**, LEROYER P, DO MC, BONAZZI B, DALLEAU G (2011). Effect of overload on anticipatory control of gait initiation. *XXIIIth congress of the International Society of Biomechanics*, Brussels, Belgium. (Communication affichée)

Adaptability of the gait initiation process in the frontal plane: Effects of the overload and the velocity

Abstract: Gait initiation, which corresponds to the transition between quiet standing and gait, is a motor task that is commonly performed in daily life. This functional task provides a challenge to postural stability, especially in the frontal plane or along the mediolateral (ML) direction. During this task, two main mechanisms are used by the central nervous system (CNS) for controlling ML stability. These mechanisms are: i) "anticipatory postural adjustments" (APA) in the ML direction and ii) step width. The aim of this thesis was to investigate, in young and healthy participants, the adaptability of the ML stabilizing mechanisms during gait initiation when the postural system is constrained by two factors: the overload (1st and 2nd studies) and the velocity (3rd study). The results of the 1st study showed that, when gait initiation was performed with an overload symmetrically distributed with respect to the frontal and median planes, the duration of ML APA was lengthened in order to achieve initial propulsion of the centre of mass (COM) toward the stance limb similar to that of the unloaded condition. This adaptation contributed to maintain an equivalent ML stability during step execution with overload. When the overload was asymmetrically distributed with respect to the body frontal plane (2nd study), the CNS modulated the amplitude of ML APA as a function of the weight distribution between both legs in order that ML stability during gait initiation remains unchanged. In our 3rd study, the results revealed that the duration of ML APA was reduced when gait speed increased, which induced a decrease of the lateral COM shift toward the stance leg at the swing foot-off time. This decreased efficacy of the ML APA was however compensated by an increase of the step width in order that the ML position of the extrapolated COM remains within the base of support at the time of foot-contact onto the ground. Specifically, our results showed that the step width was adjusted in order that the margin of stability at the foot-contact time remains unchanged with gait speed. These results indicate that the CNS is able to finely modulate the ML APA and the step width as to maintain ML dynamic stability unchanged during gait initiation when the gait speed increases. Finally, our 4th study validated a new method to detect the swing heel-off event during gait initiation by using only force platform data. This method could be very interesting in the clinical field to investigate gait initiation. Taken together, these results contribute to a better understanding of the adaptability of postural stability mechanisms associated with voluntary movement.

Keywords: Gait initiation; Anticipatory postural adjustments; Lateral foot placement; Mediolateral dynamic stability; Overload; Gait speed.

Adaptabilité du processus d'initiation de la marche dans le plan frontal : Effets de la surcharge et de la vitesse.

Résumé : L'initiation de la marche, qui correspond à la transition de la posture debout à la marche, est une tâche motrice couramment exécutée dans la vie quotidienne. Cette tâche fonctionnelle constitue un défi particulier pour le contrôle de la stabilité posturale, en particulier dans le plan frontal ou selon la direction médiolatérale (ML). Afin de contrôler cette stabilité ML, le système nerveux central (SNC) agit *par anticipation* à la perturbation posturale induite par le décollement du pied – par le biais d'« ajustement posturaux anticipateurs » (APA) ML - et/ou *en réaction* à cette perturbation – par le biais d'un placement du pied oscillant plus ou moins latéral à l'instant du posé du pied -, ce qui a pour effet de modifier la largeur du pas. L'objectif général de ce travail de thèse était d'étudier, chez l'adulte jeune et sain, l'adaptabilité de ces mécanismes de stabilisation ML de l'initiation de la marche lorsque le système postural est soumis à deux types de contraintes : la surcharge (études 1 et 2) et la vitesse de progression (étude 3). Les résultats de la 1ère étude ont montré que, lorsque l'initiation de la marche était réalisée avec une surcharge répartie symétriquement selon les plans frontal et médian du corps, la durée des APA ML était allongée de manière à réaliser une propulsion initiale du centre de masse (COM) vers la jambe d'appui identique à celle de la condition sans charge. Cette adaptation contribuait au maintien d'une stabilité ML équivalente durant l'exécution du pas avec la surcharge. Lorsque la surcharge était répartie asymétriquement par rapport au plan médian du corps (étude 2), le SNC modulait l'amplitude des APA ML en fonction de la répartition du poids sur les appuis de façon à ce que la stabilité ML au cours de l'initiation de la marche soit inchangée. Dans notre 3ème étude, les résultats ont révélé que la durée des APA ML était réduite lorsque la vitesse de marche était augmentée, ce qui avait pour conséquence de réduire le déport latéral du COM vers la jambe d'appui à l'instant du décollement du pied oscillant. Cette moindre efficacité des APA ML avec l'augmentation de la vitesse était cependant compensée par une augmentation de la largeur du pas afin que la position ML du « COM extrapolée » reste à l'intérieur de la base de support à l'instant du contact du pied oscillant avec le sol. De manière plus précise, nos résultats ont montré que la largeur du pas était modulée de façon à ce que la marge de stabilité à l'instant du contact du pied oscillant avec le sol ne change pas avec la vitesse. Ces résultats indiquent que le SNC est capable de moduler précisément les APA ML et la largeur du pas afin que la stabilité dynamique ML au cours de l'initiation de la marche reste inchangée avec l'augmentation de la vitesse de marche. Enfin, notre 4ème étude a permis de valider une nouvelle méthode permettant de détecter l'instant décollement du talon de la jambe oscillante durant l'initiation de la marche uniquement à partir des données issues d'une plateforme de force. Cette méthode pourrait être particulièrement intéressante pour faciliter l'analyse de l'initiation de la marche en milieu clinique. L'ensemble de ces résultats contribue à une meilleure compréhension de l'adaptabilité des mécanismes de stabilisation posturale associés au mouvement volontaire.

Mots-clés : Initiation de la marche ; Ajustements posturaux anticipateurs ; Placement latéral du pied ; Stabilité dynamique médiolatérale ; Surcharge ; Vitesse de marche.

UNIVERSITÉ DE LA RÉUNION

Pôle Recherche
Ecoles doctorales

LETTRE D'ENGAGEMENT DE NON-PLAGIAT

Je, soussigné(e) Teddy Caderby en ma qualité de doctorant(e) de l'Université de La Réunion, déclare être conscient(e) que le plagiat est un acte délictueux passible de sanctions disciplinaires. Aussi, dans le respect de la propriété intellectuelle et du droit d'auteur, je m'engage à systématiquement citer mes sources, quelle qu'en soit la forme (textes, images, audiovisuel, internet), dans le cadre de la rédaction de ma thèse et de toute autre production scientifique, sachant que l'établissement est susceptible de soumettre le texte de ma thèse à un logiciel anti-plagiat.

Fait à Saint-Denis le : 17/11/2020

Signature :

Extrait du Règlement intérieur de l'Université de La Réunion
(validé par le Conseil d'Administration en date du 11 décembre 2014)

Article 9. Protection de la propriété intellectuelle – Faux et usage de faux, contrefaçon, plagiat

L'utilisation des ressources informatiques de l'Université implique le respect de ses droits de propriété intellectuelle ainsi que ceux de ses partenaires et plus généralement, de tous tiers titulaires de tes droits.
En conséquence, chaque utilisateur doit :
- utiliser les logiciels dans les conditions de licences souscrites ;
- ne pas reproduire, copier, diffuser, modifier ou utiliser des logiciels, bases de données, pages Web, textes, images, photographies ou autres créations protégées par le droit d'auteur ou un droit privatif, sans avoir obtenu préalablement l'autorisation des titulaires de ces droits.

La contrefaçon et le faux
Conformément aux dispositions du code de la propriété intellectuelle, toute représentation ou reproduction intégrale ou partielle d'une œuvre de l'esprit faite ans le consentement de son auteur est illicite et constitue un délit pénal.
L'article 444-1 du code pénal dispose : « Constitue un faux toute altération frauduleuse de la vérité, de nature à cause un préjudice et accomplie par quelque moyen que ce soit, dans un écrit ou tout autre support d'expression de la pensée qui a pour objet ou qui peut avoir pour effet d'établir la preuve d'un droit ou d'un fait ayant des conséquences juridiques ».
L'article L335_3 du code de la propriété intellectuelle précise que : « Est également un délit de contrefaçon toute reproduction, représentation ou diffusion, par quelque moyen que ce soit, d'une œuvre de l'esprit en violation des droits de l'auteur, tels qu'ils sont définis et réglementés par la loi. Est également un délit de contrefaçon la violation de l'un des droits de l'auteur d'un logiciel (…) ».

Le plagiat est constitué par la copie, totale ou partielle d'un travail réalisé par autrui, lorsque la source empruntée n'est pas citée, quel que soit le moyen utilisé. Le plagiat constitue une violation du droit d'auteur (au sens des articles L 335-2 et L 335-3 du code de la propriété intellectuelle). Il peut être assimilé à un délit de contrefaçon. C'est aussi une faute disciplinaire, susceptible d'entraîner une sanction.
Les sources et les références utilisées dans le cadre des travaux (préparations, devoirs, mémoires, thèses, rapports de stage…) doivent être clairement citées. Des citations intégrales peuvent figurer dans les documents rendus, si elles sont assorties de leur référence (nom d'auteur, publication, date, éditeur…) et identifiées comme telles par des guillemets ou des italiques.

Les délits de contrefaçon, de plagiat et d'usage de faux peuvent donner lieu à une sanction disciplinaire indépendante de la mise en œuvre de poursuites pénales.