Analyse des coordinations entre la posture et le mouvement lors de l'initiation de la marche avec enjambement d'obstacle : anticipation posturale, adaptation et modélisation.

Romain Artico

▶ **To cite this version:**

Romain Artico. Analyse des coordinations entre la posture et le mouvement lors de l'initiation de la marche avec enjambement d'obstacle : anticipation posturale, adaptation et modélisation.. Biomécanique [physics.med-ph]. Université Paris Saclay (COmUE), 2019. Français. NNT : 2019SACLS178 . tel-02309459

HAL Id: tel-02309459

https://theses.hal.science/tel-02309459v1

Submitted on 9 Oct 2019

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.

NNT : 2019SACLS178

Thèse de doctorat

Analyse des coordinations entre la posture et le mouvement lors de l'initiation de la marche avec enjambement d'obstacle : anticipation posturale, adaptation et modélisation.

Thèse de doctorat de l'Université Paris-Saclay
préparée à l'Université Paris Sud

École doctorale n°566 : sciences du sport, de la motricité et du mouvement humain (SSMMH)
Spécialité de doctorat : Sciences du Sport et du Mouvement Humain

Laboratoire CIAMS

Thèse présentée et soutenue à Orsay, le 28 juin 2019, par

Romain ARTICO

Alain Hamaoui PU, Université Paris-Saclay	Président
France Mourey PU, Université de Bourgogne	Rapporteur
Laurence Chèze PU, Université de Lyon 1	Rapporteur
Paolo Cavallari PU, Université de Milan	Examinateur
Eric Yiou, MCF-HDR, Université Paris-Saclay	Directeur de thèse
Paul Fourcade, MCF, Université Paris-Saclay	Co-Directeur de thèse

A Cléo…

« Depuis la conquête du feu et la fabrique des outils jusqu'à l'invention de l'agriculture, de la navigation ou de la fission atomique, l'histoire de l'humanité n'est que constante réinvention. À la source de tous ces triomphes, un seul secret : l'extraordinaire faculté de notre cerveau à formuler des hypothèses et à les sélectionner pour transformer certaines d'entre elles en connaissances solides sur notre environnement ».

« Notre cerveau n'est attiré ni par les choses déjà connues, ni par celles trop complexes, mais par celles qui maximisent l'apprentissage ».

Stanislas Dehaene

« Je suis de ceux qui pensent que la science est d'une grande beauté. Un scientifique dans son laboratoire est non seulement un technicien : il est aussi un enfant placé devant des phénomènes naturels qui l'impressionnent comme des contes de fées ».

Marie Curie

Remerciements

Je tiens tout d'abord à remercier le Professeur France MOUREY ainsi que le Professeur Laurence CHEZE d'avoir accepté de juger et de rapporter ce travail.

Je remercie également le Professeur Alain HAMAOUI, le Professeur Serge Le Bozec ainsi que le Professeur Paolo CAVALLARI d'avoir bien voulu faire partie de ce jury de thèse.

Merci au Docteur Eric YIOU et au Docteur Paul FOURCADE d'avoir assuré la direction de cette thèse, mon encadrement et ma formation

Cette thèse porte sur l'adaptation du système postural à la contrainte. C'est justement par l'adaptation à la contrainte que je conçois ma façon de rééduquer et ma vie. En rééducation, j'essaie de proposer, de diagnostiquer la juste contrainte qui poussera mon patient à mettre en place les adaptations qui vont l'aider à surmonter sa situation de handicap. De la même façon dans ma vie, je m'impose d'accepter les contraintes qui forcent l'adaptation, m'obligent à dépasser mes difficultés et deviennent pour moi sources de progrès. Si on réussit à s'adapter aux contraintes, c'est aussi grâce aux personnes qui les posent sur notre chemin, favorisant ainsi notre adaptation. C'est pourquoi, j'aimerais remercier les personnes qui m'ont entouré pendant ce projet, qui ont facilité mon adaptation aux contraintes exigées par ce travail, qui ont jalonné mon parcours de forces positives et qui m'ont fait grandir.

Eric, avec ta rigueur scientifique, aussi bien en méthodologie expérimentale qu'en rédaction, c'est toi qui as façonné mon raisonnement. Tu m'as contraint avec patience et pédagogie à formuler clairement, avec le souci du détail. La pertinence de tes corrections et le temps consacré à me relire, m'a forcé à assumer l'exigence attendue et à effectuer un cheminement scientifique.

Paul, nos longues discussions en biomécanique, m'ont permis de comprendre comment le mouvement humain pouvait être formalisé mathématiquement. Tu m'as fait partager des compétences techniques complexes aussi bien en biomécanique, qu'en programmation informatique. Merci pour ces connaissances généreusement dispensées, elles ont été la clé de voûte de ma thèse. Grâce à la théorie autour de la modélisation mécanique, j'ai acquis des outils essentiels pour analyser le mouvement à un niveau de compréhension plus fondamental. Merci pour ton soutien amical et altruiste.

J'aimerais remercier France MOUREY et Vincent DRU d'avoir accepté d'être membre de mon comité de thèse. Merci pour cette étape qui a permis de structurer, de planifier efficacement afin de visualiser l'objectif final.

Vincent DRU, tu m'as accompagné et encouragé tout au long de mon travail, c'est toi qui m'as mis le pied à l'étrier et qui m'a donné le goût de la recherche. Sans toi, je n'aurais probablement pas choisi ce parcours.

Alexandra PERROT, ta compétence et ton investissement dans le master VHMA ainsi que ton engagement auprès de nous à l'ENKRE ont été très précieux pour moi. Sans tout cela, à l'heure actuelle, je n'aurais pas de master. Tu es un exemple pédagogique qui guide mon enseignement. Merci de m'avoir présenté mes directeurs de thèse.

Marie-Pierre RICHOUX, secrétaire de l'école doctorale. Ton soutien et tes rappels salvateurs ont été providentiels dans les moments où j'en ai eu besoin. Merci pour ton dévouement, auprès de nous les doctorants, malgré la quantité de travail qui t'incombe et le mal que l'on te donne.

Merci au laboratoire CIAMS de m'avoir accueilli.

Monsieur MICHON, la confiance que vous m'avez accordée, la profondeur de nos échanges, votre vision macroscopique de notre profession et de sa trajectoire ont été très

formatrices pour moi. Vous m'avez offert l'opportunité d'enseigner devant des promotions d'étudiants. J'ai appris ainsi à maitriser des sujets et expérimenter des méthodes pédagogiques qui me tenaient à cœur. L'aménagement de l'emploi du temps auquel vous avez consenti, m'a aidé à achever l'écriture de ce document. Merci pour votre positionnement de guide à mes côtés.

Marie-Françoise POREAUX-LAURENT, tu m'as intégré dans l'école, chaleureusement entouré, facilité l'absorption des contraintes par ta gentillesse. Tu m'as apporté un soutien indéfectible telle une seconde mère. Merci de m'avoir enveloppé de ta bienveillance

Jacques CHERVIN, Cécile THIRION, Yann STRAUSS, responsables pédagogiques à l'ENKRE. Votre confiance et votre soutien m'ont encouragé, particulièrement pendant la période de rédaction de ma thèse. Ce fut très facilitant pour moi d'avoir accepté de modifier mon emploi du temps complexe. Merci aussi pour les discussions dans ce bureau, incubateur d'idées innovantes.

Merci à mes collègues bi-appartenant, Arnaud, Audrey, Elodie, Laure, Sébastien et Tarek. J'espère que notre belle équipe poursuivra sa collaboration dans le temps.

Merci aux étudiants à qui j'ai eu la chance de donner des cours ou d'encadrer dans leurs travaux de diplôme d'état ou de master. Cela a été ma plus grande source d'apprentissage et je sais maintenant que je ne saurais me passer de cette stimulation intellectuelle.

Merci tout particulièrement à Joseph, Juliette et Hajer. J'ai grandi avec et grâce à vous, vous êtes devenus des collègues et amis qui m'inspirez au quotidien.

Merci à Emmanuelle DURON et Edouard KAROUBI de me permettre de faire de la recherche appliquée à l'hôpital et de rendre mon métier aussi passionnant.

Merci à tous mes patients, chacun d'entre eux est un nouveau problème à résoudre, de nouvelles hypothèses à poser, une nouvelle occasion de raisonner. Chacun suscite de nouvelles

questions de recherche. J'aurais toujours besoin d'eux pour alimenter ma curiosité et mon questionnement.

Et enfin, j'aimerais remercier tous les sujets qui se sont gentiment dévoués pour participer à nos expérimentations.

Sommaire

Sommaire **6**
Table des figures **8**
Abréviations **9**
Préambule **10**
Partie 1 - Cadre théorique **15**
1. Biomécanique du contrôle postural 15
1.1. Posture et équilibre 15
1.2. Equilibre statique 17
1.3. Equilibre dynamique (MS) 21
2. Coordination entre posture et mouvement 25
2.1. Mouvement volontaire et perturbation posturale 25
2.2. Les ajustements posturaux 27
2.2.1. Les ajustements posturaux anticipateurs 29
2.2.1.1. Rôles fonctionnels des APA 29
2.2.1.2. Origine et organisation des APA 34
2.2.1.3. Adaptabilité des APA 36
2.2.2. Les ajustements posturaux simultanés 38
2.2.3. Les ajustements posturaux consécutifs 38
2.3. Capacité posturo-cinétique 39
3. Initiation de la marche 42
3.1. Définition 42
3.2. Organisation biomécanique de l'initiation de la marche 43
3.2.1. Organisation biomécanique de la phase posturale 43
3.2.2. Organisation biomécanique de l'exécution du pas 47
3.3. Adaptabilité à la contrainte lors de l'initiation de la marche 50
3.3.1. Influence de la pression temporelle 50
3.3.2. Influence du franchissement d'obstacle 53
4. SNC : Prédiction et contrôle postural 55
4.1. Modèles internes 57
4.1.1. Modèle inverse 58
4.1.2. Modèle prédictif 59
4.2. Modèle interne et contrôle postural 61
4.3. Modèle interne : coordination entre posture et mouvement 63
4.3.1. Tâche de pointage 63
4.3.2. Initiation de la marche 65

Partie 2 - Problématique et méthodologie générale.....69

1. Problématique.....69

2. Méthodologie générale.....73

2.1. Les participants.....73

2.2. Les matériels.....73

2.2.1. Plateforme de force.....74
2.2.2. Système de capture du mouvement.....75
2.2.3. Protocole.....76
2.2.4. Analyse des données.....77
2.2.4.1. Le centre de pression.....77
2.2.4.2. Le centre de masse.....78
2.2.4.3. Les événements temporels.....78
2.2.4.4. Les paramètres calculés.....79

Partie 3 - Présentation des travaux.....81

Etude 1 : Influence de la contrainte de pression temporelle sur l'organisation biomécanique de l'initiation de la marche réalisée avec ou sans obstacle à franchir.....81

Etude 2 : Contrôle anticipateur de la stabilité posturale lors de l'initiation de la marche avec franchissement d'obstacles de hauteurs et de distances différentes, avec et sans pression temporelle.....96

Etude 3 : Influence du type de frappe du pied oscillant au sol sur les mécanismes de contrôle de l'équilibre lors de l'initiation de la marche avec franchissement d'obstacle.....114

Etude 4 : Comparaison de la taille de la base de support lors de l'initiation de la marche à l'aide d'une plate-forme de force et d'un système de capture du mouvement par la méthode de Bland et Altman.....148

Partie 4 - Discussion générale.....155

1. Adaptation du système postural aux contraintes spatiotemporelles dans le paradigme d'initiation de la marche.....156

1.1. La pression temporelle.....156

1.2. L'obstacle.....158

1.3. Modification de la stratégie de pose de pied oscillant au sol.....161

2. Apport de la modélisation biomécanique pour l'étude des liens fonctionnels entre APA et stabilité posturale.....163

3. Apport du concept de « modèle interne » à la compréhension des mécanismes adaptatifs de maintien de l'équilibre postural.....167

4. Implications cliniques.....171

Conclusion générale.....173

Références bibliographiques.....175

Table des figures

Figure 1 : Illustration de la position orthostatique en fonction de la verticale gravitaire relative aux principales articulations……..……..….18

Figure 2 : Modèle du pendule inversé appliqué à la position orthostatique…….…20

Figure 3 : Modèle de rattrapage de l'équilibre……..…24

Figure 4 : Modèle d'organisation du mouvement volontaire…….…..26

Figure 5 : Fonction stabilisatrice des APA dans l'initiation d'un pas vers l'avant…….….32

Figure 6 : Les deux modes d'organisation de la coordination entre la posture et le mouvement…….…..35

Figure 7 : Capacité posturo-cinétique et réalisation d'une tâche….……40

Figure 8 : Illustration de l'interaction CM / CP dans le processus d'initiation de la marche dans le plan sagittal……...43

Figure 9 : Illustration du contrôle de la stabilité médiolatérale (ML) dans le processus d'initiation de la marche ……46

Figure 10 : Modèles internes pour le contrôle moteur et la planification de la trajectoire …...….59

Figure 11 : Schématisation des modèles internes …….…….62

Figure 12 : Schéma du concept des modèles internes dans une tâche de pointage …...……64

Figure 13 : Schéma représentant le concept de modèle interne dans l'initiation de la marche…...67

Figure 14 : Illustration schématique du système expérimental utilisé…….....75

Figure 15 : Représentation schématique de la plateforme de force…...…….77

Figure 16 : Schéma représentant le concept de modèle interne dans l'initiation de la marche avec franchissement d'obstacle……..……...…….…….169

Abréviations

AP

Antéropostérieur

APA

Ajustements posturaux anticipateurs

APC

Ajustements posturaux consécutifs

APS

Ajustements posturaux simultanés

BS

Base de support

CM

Centre de masse

CP

Centre de pression

ML

Médiolatéral

MS

Margin of dynamical stability ou marge de stabilité dynamique

SNC

Système nerveux central

Préambule

Kinésithérapeute dans un service de gériatrie, j'ai fait fréquemment fait le constat que des personnes âgées vivant à domicile chutent sans que l'on en comprenne vraiment la raison. Sachant que la chute est un événement fragilisant qui peut conduire une personne relativement autonome, vers un état de dépendance, il m'a semblé fondamental, aussi bien dans l'exercice de mon métier que pour mon enseignement, de comprendre les mécanismes d'équilibration. C'est pourquoi j'ai choisi de poursuivre mes études vers la compréhension des mécanismes d'adaptation qui permettent, entre autres, d'éviter la chute.

L'objectif de ce travail doctoral est d'acquérir des éléments de compréhension dans le but d'améliorer ma pratique clinique et de nourrir mon enseignement.

En effet, face à la chute, la démarche de rééducation que je conçois est de proposer au sujet une contrainte qui va l'obliger à adapter son mouvement par une action mécanique et/ou cognitive lui permettant de réorganiser ses mécanismes d'équilibration. Pour cela, il est nécessaire de diagnostiquer une contrainte adaptée, aussi bien en qualité qu'en quantité. C'est grâce à un socle de connaissances fondamentales que le raisonnement clinique permettra d'aboutir à ce diagnostic.

Par ailleurs, la méthodologie de recherche va poser les fondations scientifiques de mon raisonnement clinique. Ce mode de questionnement systématique et rigoureux comme stratégie d'apprentissage me permet également d'enrichir ma pédagogie auprès des étudiants et de mieux répondre à leurs questions.

La chute étant par définition engendrée par une perte d'équilibre, le sujet chuteur passe d'un état d'équilibre à un état de déséquilibre non rattrapé, entrainant sa chute. Parmi les raisons pouvant expliquer cette transition, l'augmentation des contraintes, qu'elles soient endogènes ou exogènes, sur le système postural en est principalement la cause. Ces contraintes peuvent être

endogènes, c'est-à-dire engendrées par le sujet lui-même, ou bien exogènes imposées au sujet par l'environnement (cf. Yiou et al., 2012 pour une revue sur le sujet). Le mouvement volontaire, modulé par l'intention du mouvement, est le principal pourvoyeur de contraintes endogènes. Dans ce contexte, le sujet s'impose à lui-même une quantité de contraintes par modification de l'intention du mouvement. En effet, vouloir exécuter un mouvement sous pression temporelle entrainera plus de contraintes. Lors de l'exécution du mouvement volontaire, c'est l'environnement dans lequel ce dernier se déroule qui génère les principales contraintes exogènes. Ainsi, la modification de l'environnement (i.e. la présence d'un obstacle à franchir) lors de l'exécution du mouvement, modifiera la quantité de contraintes exogènes s'imposant au sujet. C'est pourquoi, la majorité des chutes de la personne âgée a lieu dans une situation de coordination entre posture et mouvement à laquelle peuvent s'additionner des contraintes endogènes et exogènes (Robinovitch et al., 2013). En effet, il est aisé de comprendre que, pour une personne âgée, engager la traversée d'une rue dans un temps limité, avec la présence d'un trottoir à franchir, représente une tâche d'équilibration complexe génératrice de chutes. C'est pourquoi, dans ce travail doctoral, nous nous intéressons particulièrement à l'initiation de la marche sous contrainte.

L'initiation de la marche constitue une tâche fonctionnelle fréquemment réalisée au quotidien. Cette tâche engendre une perturbation de la posture et de l'équilibre, et ce, en grande partie du fait de la réduction de la base de support (BS), le sujet passant d'un appui bipodal à un appui unipodal (e.g. Yiou et al., 2017). Pour contrebalancer cette perturbation, mais aussi permettre de générer des forces propulsives permettant la progression du corps dans la direction désirée, le SNC développe des phénomènes dynamiques posturaux qui précèdent le décollement du pied oscillant, et qui correspondent aux « ajustements posturaux anticipateurs » (APA), (e.g. Bouisset 1991, Brenière et al., 1987, Yiou et al., 2017). Cette dynamique posturale

permet d'impulser au CM une vitesse suffisante pour maintenir la stabilité posturale lors de la phase pendulaire du pas où le corps, alors soumis à la gravité selon un modèle de pendule inversé, oscille autour du pied d'appui (e.g. Lyon et Day, 1997, 2005 ; Yiou et al., 2016). La capacité du SNC à générer ces phénomènes posturaux a été dénommée la « capacité posturo-cinétique » (Bouisset 1991). Ce concept biomécanique de capacité posturo-cinétique, selon lequel à une perturbation posturale le SNC répond par une contre-perturbation posturale adaptée, constitue le cœur de ce travail doctoral.

Une des caractéristiques fondamentales des APA est leur adaptabilité aux contraintes qui sont imposées au système postural. Cette adaptabilité est nécessaire au maintien de la stabilité posturale et de la performance motrice (Caderby et al., 2013, 2014; Delval et al., 2005; Wang et al., 2006 ; Yiou et al., 2017). L'adaptabilité du système postural aux contraintes qui lui sont imposées, et l'adaptabilité des APA en particulier, constitue un facteur clé de la capacité posturo-cinétique (e.g. Yiou et al., 2012 pour revue). A notre connaissance, aucune étude ne s'est intéressée à l'effet d'un cumul de contraintes temporelles et spatiales sur l'organisation biomécanique de l'initiation de la marche, ou encore n'a fait varier de façon systématique le niveau de contrainte spatiale (exogène ou endogène) imposé au système postural.

Le concept de « modèle interne », selon lequel le SNC disposerait de structures neuronales capables de simuler des processus ou des conséquences biomécaniques représentant certains aspects du monde extérieur (Miall et Wolpert, 1996; Wolpert, 2007; Wolpert et al., 1998; Wolpert et Kawato, 1998), offre un cadre théorique pertinent à rapprocher de celui de la « capacité posturo-cinétique », afin d'appréhender la problématique de l'adaptabilité du système postural face à une contrainte donnée. En effet, à notre connaissance, très peu d'études ont réalisé le rapprochement entre ces deux concepts majeurs et l'initiation de la marche, (Dakin et Bolton, 2018). Le SNC, anticipant les conséquences sensorimotrices du mouvement désiré,

adaptera la biomécanique de l'initiation de la marche en fonction de la pression temporelle, du franchissement d'obstacle et de la pose du pied. Cette adaptation a pour objectif de maintenir la performance motrice et la stabilité inchangées.

L'objectif principal de cette thèse est d'investiguer l'organisation biomécanique de l'initiation de la marche lors de l'application cumulée d'une contrainte temporelle et de deux types de contraintes spatiales : une contrainte endogène (stratégie arrière-pied et avant-pied) et une contrainte exogène (enjambement d'obstacle).

L'hypothèse générale est que le système postural, chez le jeune adulte sain, est capable de s'adapter à l'augmentation des contraintes spatiales et temporelles qui lui sont imposées expérimentalement, de manière à maintenir un niveau de performance motrice et de stabilité invariants. Trois études ont été réalisées pour tester cette hypothèse générale, auxquelles s'est ajoutée une étude de validation de mesure de la BS par le biais d'une plateforme de force.

Dans la première étude, l'initiation de la marche est effectuée en condition de pression temporelle variable (situation de temps de réaction vs. auto-initiée), avec ou sans obstacle à franchir. Dans la deuxième étude, l'initiation de la marche est effectuée sous contrainte temporelle, avec une variation systématique de la hauteur et de la distance de l'obstacle à franchir (3 hauteurs et 3 distances sont envisagées). A la suite de la mise en évidence d'une pose avant-pied lors de l'augmentation de la distance de l'obstacle, la troisième étude a testé l'effet du type de pose de pied sur l'organisation biomécanique de l'initiation de la marche. Enfin, la dernière étude a pour objectif de valider la mesure des dimensions de la BS à l'aide d'une plateforme de force, en prenant pour « gold standard » le système VICON.

Ce document de thèse comporte quatre parties :

Une **première partie** sera consacrée à une revue de littérature présentant les concepts théoriques sur lesquels se base ce travail de recherche, à savoir celui de « capacité posturo-

cinétique » et de « modèle interne ». Dans ce cadre, nous décrirons le processus d'initiation de la marche, pris comme modèle expérimental de nos études, et les mécanismes de stabilisation associés. Nous nous intéresserons en particulier à l'adaptabilité de ce processus face aux différents types de contraintes qui ont été testées dans la littérature.

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

Les études expérimentales de ce travail de thèse seront regroupées dans une **troisième partie**. Les études 1, 2 et 3 seront consacrées à l'effet du **cumul des contraintes temporelles et spatiales** sur la biomécanique de l'initiation de la marche. La quatrième étude sera consacrée à la validation de la mesure de la BS par la plateforme de force en comparaison au système VICON.

Enfin, dans une **quatrième partie**, nous apporterons une conclusion et quelques orientations pour de futures recherches et les implications cliniques qui peuvent en résulter.

Partie 1 - Cadre théorique

1. Biomécanique du contrôle postural

1.1. Posture et équilibre

La posture est généralement définie comme la position relative de l'ensemble des segments corporels à un instant donné (Paillard, 1976 ; Massion, 1997). L'être humain est capable d'adopter une infinité de postures avec comme seule limite celles étant définies par les lois de la physique et le système musculo-squelettique.

La posture est étroitement liée à la notion d'équilibre. La conservation d'une posture est le résultat du maintien du corps en équilibre, elle précède le mouvement et l'accompagne. La posture est ajustée d'une manière continue pendant l'exécution du mouvement. Notons que l'activité posturale exprime la manière dont l'organisme se heurte aux stimulations de son environnement et se prépare à y réagir (Paillard 1976). Elle est étroitement liée à l'équilibre qui est assuré lorsque la projection du centre de masse (CM) du corps se trouve à l'intérieur de la BS. La marge de sécurité pour le maintien en équilibre du corps sera donc d'autant plus grande que la surface de sustentation sera plus large.

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 si la résultante des forces extérieures (F_{ext}) est nulle et si le moment résultant de ces forces extérieures (M_{ext}) par rapport à n'importe quel point est nul, soit :

- $\sum \vec{F}ext = \vec{0}$
- $\sum \vec{M}ext = \vec{0}$

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 stipule que tout solide au repos ou en translation reste immobile ou conserve un mouvement rectiligne uniforme aussi longtemps qu'aucune force extérieure ne vient en 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). Nous pouvons écrire la même relation pour un mouvement en rotation.

Selon le principe de l'action et de la réaction (ou principe des actions réciproques), tout corps A exerçant une force sur un corps B subit une force d'intensité égale, de même direction mais de sens opposé, exercée par le corps B. Ainsi, un corps en contact uniquement avec le sol subira une force de réaction 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 d'intensité équivalente à son poids et de sens opposé.

L'équilibre du corps humain ne déroge pas à ces lois de la mécanique. Ainsi, les conditions énoncées plus haut doivent nécessairement être satisfaites pour que l'individu soit en équilibre, élément fondamental pour parvenir à maintenir une posture donnée dans le temps. Ces lois fondamentales de la statique et de la dynamique sont utilisées ci-après pour comprendre comment l'individu parvient à maintenir la posture debout.

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 de l'être humain (d'où son appellation d'« attitude fondamentale » (Bouisset et Maton (1995)). En effet, le maintien de la station debout est

essentielle pour réaliser la plupart de nos activités quotidiennes, comme celles impliquant uniquement les membres supérieurs (préhension, manutention, etc.) ou encore les tâches locomotrices (marche, course, etc.).

1.2. Equilibre statique

D'après les lois de la mécanique que nous avons citées plus haut, un individu se tenant debout sur ses deux pieds et en absence de contact avec l'environnement extérieur, est soumis uniquement à deux forces. La première qui représente le poids du corps et la deuxième qui constitue la résultante des forces de réaction au sol. Le poids, qui s'applique au CM du corps, agit de haut en bas, attirant le corps vers le centre de la terre. La résultante des forces de réaction, de sens opposé, s'applique au centre de pression (CP), qui représente le barycentre des forces de réaction du sol. D'un point de vue de la statique, l'équilibre en posture orthostatique est satisfait si ces deux forces sont rigoureusement de sens opposé, égales en intensité et si leurs lignes d'actions sont confondues. Ainsi, nous pourrons considérer en première approche que l'équilibre en station debout est satisfait lorsque les positions du CM et du CP sont alignées sur la verticale gravitaire.

Toutefois, le corps humain étant composé de plusieurs segments mobiles, en plus de la condition précédente, les centres de rotation articulaires et les CM de chaque segment doivent aussi être alignés sur la verticale gravitaire pour que l'équilibre statique soit satisfait. En posture verticale avec les pieds côte à côte (Fig. 1), la plupart des centres articulaires des différents segments 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). Nous pouvons noter par exemple, que la projection du CM du corps se situe en avant de l'axe passant par les deux chevilles (environ 2 à 5 cm chez des sujets sains). Cet écart engendre mécaniquement un

moment de rotation autour des chevilles qui tend à faire basculer le corps vers l'avant. Le maintien de la posture orthostatique en équilibre n'est possible que si ces moments gravitaires sont compensés par des actions musculaires. Chez l'être humain, les muscles actifs dans ce cas sont principalement les fléchisseurs plantaires de la cheville (en particulier le soleus), les muscles ischio-jambiers et les extenseurs du rachis (Okada, 1972; Okada et Fujiwara, 1983).

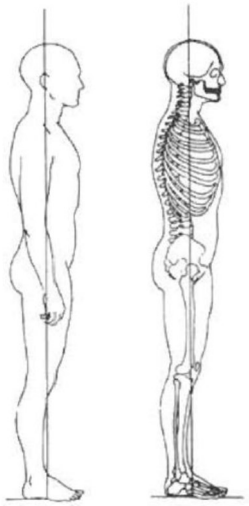

Figure 1 : Illustration de la position orthostatique en fonction de la verticale gravitaire relative aux principales articulations ; *d'après Bouisset et Maton (1995).*

Ces muscles sont généralement qualifiés de « muscles posturaux » (Carlsöö, 1961), (Fig.1).

Ainsi, en station debout, il est quasiment impossible d'observer chez l'homme un état d'équilibre statique, maintenu passivement, au sens purement mécanique du terme. Cependant, cette notion d'équilibre pseudo-statique est couramment utilisée pour désigner la posture debout, sans mouvement volontaire apparent, en négligeant les petites oscillations du CM (Thomas et Whitney, 1959; Murray et al., 1967), mises en évidence par mesure directe du CP sur une plateforme de force, par exemple. En réalité, un équilibre qualifié de « statique » chez un être humain correspond à une situation où celui-ci maintient une posture érigée avec des vitesses de déplacement de son CM qui tendent vers zéro. Ceci revient à dire que la vitesse d'oscillation est suffisamment lente pour que le système nerveux central (SNC) maintienne

aisément la position du CM au-dessus de la BS, sans avoir besoin de mettre en œuvre des stratégies de rattrapage importantes.

Le corps humain est donc soumis à des oscillations permanentes. Celles-ci sont dues à l'activité des centres respiratoire et cardiaque, des fluctuations de la commande moto neuronale ainsi qu'à la force de gravité. Ces oscillations résultent des perturbations de la posture et des contre-perturbations générées par le système neuromusculaire (Bouisset et Duchêne, 1994). Ainsi donc, l'équilibre postural est considéré comme un équilibre « dynamique », nécessitant l'intervention permanente de forces d'origine musculaire et ligamentaire. Selon Gagey et Weber (Gagey et Weber, 1999), la stabilité correspond à la capacité d'un système à revenir à l'équilibre lorsqu'il en est écarté. Dans le cas de la posture orthostatique, théoriquement, la stabilité est assurée tant que le CM se situe à l'intérieur de la BS.

Il est admis que la raideur naturelle du système neuromusculaire participe aussi au maintien de la posture debout chez l'homme (Rougier et Caron, 2000; Winter et al., 1998, 2001). Toutefois, cette raideur n'est pas suffisante pour assurer, à elle seule, le maintien de l'équilibre orthostatique (Loram et Lakie, 2002; Morasso et al., 1999; Morasso et Sanguineti, 2002; Morasso et Schieppati, 1999). Un contrôle actif et permanent du SNC est primordial. Ce contrôle permanent est assuré par des réseaux neuronaux s'organisant à des niveaux périphériques (médullaires) et supra spinaux (tronc cérébral, cervelet et cortex) (Dakin et Bolton, 2018; Doya, 2000; Horak, 2006). Ces réseaux neuronaux utilisent diverses informations sensorielles pour coordonner les actions segmentaires et compenser les perturbations endogènes et exogènes de l'équilibre. Ces informations sensorielles sont à la fois visuelles, proprioceptives, vestibulaires et somesthésiques.

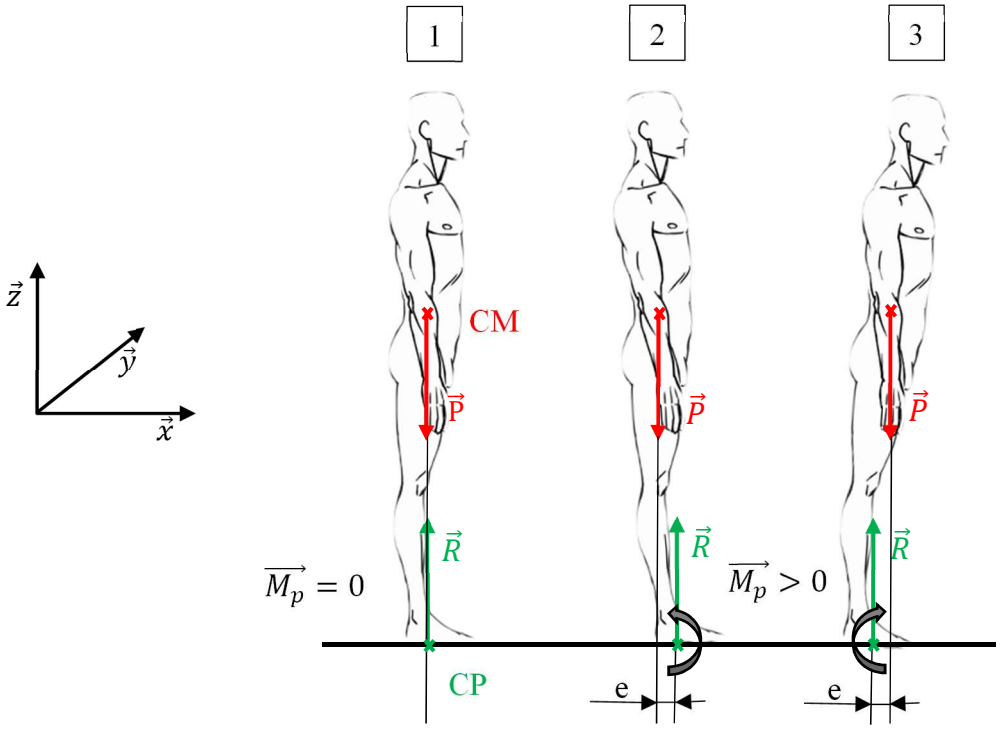

Figure 2 : Modèle du pendule inversé appliqué à la position orthostatique *; d'après Winter (1990)*

En position 1, le CM se trouve à la verticale du CP. Ainsi les forces $\vec{P}$ et $\vec{R}$ suivent la même direction (verticale), ont la même norme mais sont de sens opposé : elles se compensent. Lorsque l'on projette le CM dans la base de support (BS), il est confondu avec le CP : il n'y a donc pas de moment induit par $\vec{P}$.
En position 2, la projection du CM dans la BS n'est plus confondue avec le CP. L'écart e engendre un moment induit par le poids $\vec{P}$, autour de la cheville, qui déstabilise le corps vers l'arrière.
En position 3, l'écart e engendre aussi un moment induit par le poids $\vec{P}$, autour de la cheville, qui déstabilise le corps vers l'avant.
Ces déplacements, décrits ici selon l'axe antéropostérieur, sont aussi retrouvés sur l'axe médio-latéral (Rougier, 2007).

Ces oscillations posturales sont communément utilisées dans la littérature pour quantifier le degré de stabilité de l'équilibre dans une posture donnée. Elles permettent, par extrapolation, de rendre compte de la stabilité posturale.

Le modèle du pendule inversé (Gage et al., 2004; Gurfinkel, 1973; Nashner, 1971; Winter, 1995) a permis de comprendre la dynamique posturale, interaction entre le CP et le CM (Fig. 2), qui assure le maintien de la station debout chez l'être humain. Dans ce modèle, le corps se comporterait comme un solide oscillant autour de l'articulation de la cheville (Fig. 2) et le déplacement du CP dans une direction génèrerait une accélération du CM dans la direction opposée (Brenière et al., 1987; Winter, 1995).

Ainsi, la littérature fait-elle état de stratégies différentes de maintien de l'équilibre selon que l'on se place sur l'axe antéropostérieur ou médiolatéral (Rougier, 2007b ; Winter et al., 1996) et parle respectivement de stratégie de « cheville » ou de « hanche ». Sur l'axe antéropostérieur, la stratégie de cheville correspond au déplacement du CP grâce aux fléchisseurs plantaires (soleus, gastrocnemius principalement) et dorsaux (tibial antérieur principalement). Lors de la contraction des fléchisseurs plantaire, le CP se déplace vers l'avant tandis que la contraction des fléchisseurs dorsaux déplace le CP vers l'arrière. Sur l'axe médiolatéral, la stratégie de hanche correspond au déplacement du CP grâce au muscles abducteur de hanche (moyen fessier principalement). Lors de la contraction des abducteurs de hanche droits, le CP se déplace vers la gauche et inversement lors de la contraction des abducteurs gauche.

Cet équilibre est qualifié de « stable » dès lors qu'après une oscillation, le corps revient à sa position d'équilibre statique, avec la projection du CM située à l'intérieur de la BS (Kuo, 1995; Murray et al., 1967).

1.3. Equilibre dynamique (MS)

D'après la seconde loi de Newton qui formule le principe fondamental de la dynamique en translation, dans sa forme la plus générale, *la somme des forces extérieures appliquées à un système est égale aux changements de quantité de mouvement par unité de temps*. D'où l'expression :

$$\sum\overrightarrow{F_{ext}} = \frac{d\vec{p}}{dt}$$

Où $d\vec{p}$ désigne la dérivée de la quantité de mouvement $\vec{p}$, dt, la dérivée du temps t, $\overrightarrow{F_{ext}}$, les forces exercées sur le système, $\vec{p}$ la quantité de mouvement égale à $m\vec{v}$; m, la masse (que nous admettrons constante ici) et $\vec{v}$ sa vitesse

L'expression générale, si la masse est constante, s'écrit donc :

$$\sum\overrightarrow{F_{ext}} = \frac{d\vec{p}}{dt} = \frac{d(m\vec{v})}{dt} = m\frac{d(\vec{v})}{dt} = m\vec{a}$$

Soit, dans sa formulation simplifiée :

$$\sum\overrightarrow{F_{ext}} = m\vec{a}$$

S'agissant d'un solide en rotation, l'expression de la masse *m* du solide autour de l'axe de rotation doit tenir compte de la répartition de cette masse *m* autour de son axe de rotation. Cette répartition s'exprime par le *moment d'inertie* du solide, habituellement désigné par la lettre *I.*

De $\sum\overrightarrow{F_{ext}} = m\vec{a}$, relative au solide en translation ci-dessus, nous montrons que l'expression générale de *I* s'écrit sous la forme suivante :

$$I = \sum_{n=1}^{\mathbb{N}} m_n r_n^2$$

Où m_n désigne la masse d'un volume élémentaire du solide ΔV_n, r_n, la distance de cette masse élémentaire par rapport à l'axe de rotation, n, le nombre de volumes élémentaires ΔV_n. Sachant que $m_n = \rho \Delta V_n$.

D'où l'écriture finale suivante :

$$I = \sum_{n=1}^{\mathbb{N}} \rho \Delta v_n . r_n^2$$

ΔV_n étant une valeur infinitésimale, l'expression du moment d'inertie, dans sa forme générale, devient :

$$I = \iiint \rho r^2 \, dV$$

Ainsi, la seconde loi de Newton formulant le principe fondamental de la dynamique du solide en rotation, où il ne s'agit plus de forces extérieures et d'accélération linéaire comme en translation, mais de moments de forces extérieures et d'accélération angulaire, l'expression

devient : *la somme des moments extérieurs qui s'appliquent sur le système est égale au produit de son moment d'inertie et de l'accélération angulaire*. L'équation correspondante est la suivante :

$$\Sigma\overrightarrow{Mext} = I \cdot \vec{\omega}$$

Où I désigne le moment d'inertie du solide et $\vec{\omega}$, l'accélération angulaire (dans le plan considéré)

Cette loi de la dynamique, appliquée au corps humain, construit la définition de l'équilibre dynamique qui devient complexe pour un système multiplement articulé et donc modulable. Le terme « dynamique » est couramment employé pour désigner une condition où l'individu exécute un mouvement, démontrant ainsi une certaine opposition aux situations « statiques ». Il semble en réalité que l'équilibre statique ou dynamique, est maintenu par un être vivant pendant l'exécution des mouvements, c'est surtout grâce à l'action continue du système neuromusculaire.

Des deux lois exposées ci-avant, nous retiendrons les deux principes fondamentaux suivants : le principe de l'inertie et le principe de l'action et de la réaction. Comme nous l'avons vu, les lois de la dynamique du solide imposent que la résultante et /ou le moment résultant des forces extérieures appliquées à un système ne soient plus nuls. Pendant l'exécution d'un mouvement, nous observons un découplage entre le CP et le CM.

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 la condition qui impose le maintien du CM dans la BS pour qu'un état d'équilibre stable puisse être atteint, n'est plus suffisante (Hof et al., 2005; Pai et Patton, 1997; Patton et al., 1999 ; Hof, 2008). En effet, en situation dynamique, la vitesse du CM n'est plus négligeable. 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 CM. Le terme « extrapolé » exprime le fait que la trajectoire du CM est « extrapolée » dans la direction de sa vitesse, rapportée à la capacité de freinage des masses $\sqrt{\frac{g}{l}}$. Le « centre de masse extrapolé » s'exprime de la manière suivante :

$$XcoM = xcoM + \frac{x'coM}{\omega_0}$$

Où xcoM correspond au déplacement antéropostérieur ou médiolatéral du centre de masse ; x'coM est la vitesse antéropostérieure ou médiolatérale du centre de masse ; $\omega_0 = \sqrt{\frac{g}{l}}$ *est la fréquence du corps modélisé comme pendule inversé de longueur l, l =h*0.575 (h étant la taille du corps et g l'accélération de la gravité = 9,81m/s²).*

Ainsi, la stabilité en condition dynamique sera assurée tant que le « centre de masse extrapolé » (et non plus le CM, comme en condition statique) pourra se projeter à l'intérieur de la base posturale. Hof et al., (2005) ont introduit la notion de « margin of dynamical stability » (MS) ou marge de stabilité dynamique, correspondant à la distance entre la position du CM extrapolé (XcoM) et les limites maximales de la BS. Par convention, l'équilibre dynamique sera assuré si la MS > 0. Dans le cas contraire, l'individu devra donc entreprendre des actions

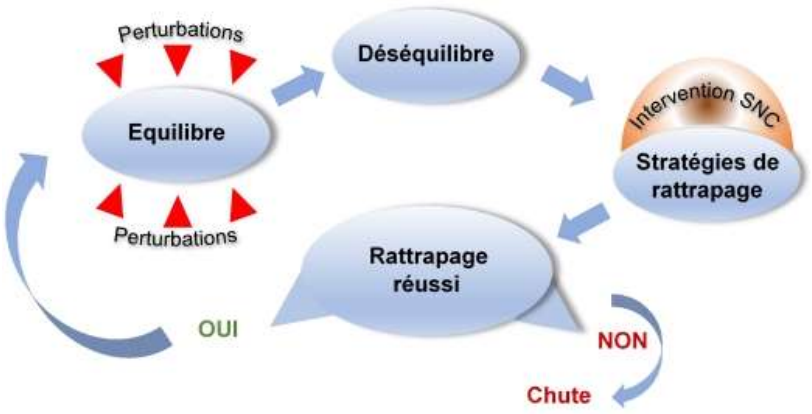

Figure 3 : Modèle de rattrapage de l'équilibre

Cette figure représente le processus de maintien de l'équilibre par les stratégies de rattrapage (e.g. pas de rattrapage, intervention du membre supérieur, ...) lorsqu'après une perturbation de l'équilibre la MS devient négatif.

de rattrapage pour récupérer l'équilibre et ne pas chuter (Fig. 3). La MS peut s'écrire de la manière suivante : BS – XcoM.

2. Coordination entre posture et mouvement

2.1. Mouvement volontaire et perturbation posturale

Les lois de la mécanique imposent que tout mouvement, même segmentaire, entraîne une perturbation transitoire de la posture et de l'équilibre postural, pour deux raisons principales énoncées ci-après (Bouisset, 1991) :

En premier lieu, la position du CM du corps entier étant dépendante des centres de masses de chacun des segments corporels, le déplacement d'un des segments induit une modification de la position du CM du corps entier et impose, pour éviter la chute, la mise en œuvre de nouvelles conditions d'équilibre.

En second lieu, en vertu du principe de l'action et de la réaction (3ème loi de Newton), l'accélération d'un segment corporel génère des forces opposées au niveau des supports de chaque segment et au reste du corps, ce qui conduit à une perturbation de l'équilibre postural. Pour illustrer ceci, prenons l'exemple classique du mouvement d'élévation du bras en posture debout. Ce mouvement engendre 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 initialement dirigée vers l'arrière et vers le bas, déséquilibrant le corps dans cette même direction.

Le mouvement volontaire (auto-géré) peut ainsi provoquer un état de déséquilibre. Afin de maintenir l'équilibre postural, le SNC doit intervenir rapidement pour permettre la réalisation efficace de la tâche motrice. Belenkii (1967) a montré l'existence d'activités musculaires anticipatrices générées par le SNC qui avaient pour but d'une part, de préparer

l'organisme à faire face à la future perturbation et d'autre part, d'accompagner le mouvement attendu, lui offrant ainsi, un arrimage de qualité (Massion 1992).

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

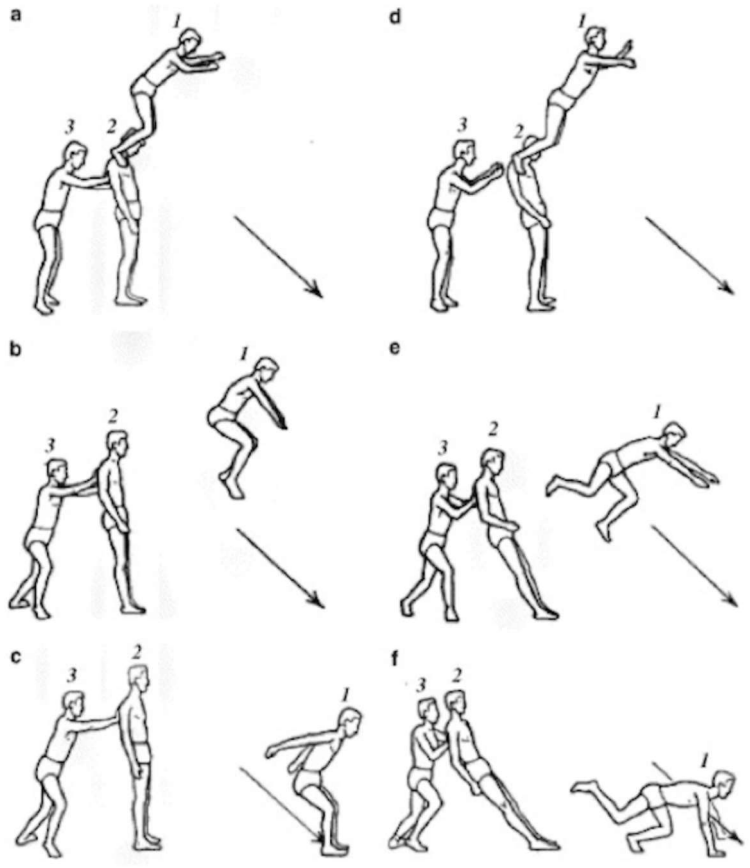

Figure 4 : Modèle d'organisation du mouvement volontaire ; d'après Hess (1943).

Le sauteur (1) représente le mouvement volontaire alors que le porteur (2) et le supporteur (3) symbolisent respectivement les réactions d'équilibration statique et dynamique. Dans la colonne de gauche (a, b, c) le sauteur, le porteur et le supporteur effectuent leur rôle de façon synchronisée permettant une réalisation efficace du saut. Dans la colonne de droite (d, e, f) le supporteur et le porteur n'apportent pas suffisamment de stabilité au sauteur pour contrer la perturbation générée par le sauteur.

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.

2.2. Les ajustements posturaux

Babinski (1899), a observé que le mouvement d'inclinaison du tronc et de la tête vers l'arrière ou vers l'avant était systématiquement accompagné de modifications posturales chez le sujet sain. Depuis, les ajustements posturaux, associés au mouvement volontaire, ont fait l'objet de nombreuses études. Ces travaux ont permis de mettre en lumière l'effet déséquilibrant du mouvement mais aussi l'importance des ajustements posturaux et du SNC dans le maintien de l'équilibre postural.

Aujourd'hui, il est avéré que les ajustements posturaux peuvent se manifester au cours de la phase préparatoire, mais aussi pendant toute la durée d'un mouvement volontaire. Ainsi, nous les déclinons habituellement suivant trois catégories, en fonction de leur chronologie d'apparition (Gahéry, 1987) :

Les ajustements posturaux préparatoires correspondent à un positionnement du corps adapté à la tâche à réaliser. Ils apparaissent au cours d'une phase précoce et ne se

distinguent pas, dans leur effet, d'une modification de la posture initiale. Le but de ce type d'ajustement serait de placer le corps dans une position propice à l'exécution du mouvement. Par exemple, lors de l'initiation d'un pas rapide (Lepers et Brenière, 1995), le CM serait déplacé préalablement vers l'avant pour permettre une initiation du mouvement plus rapide.

Les ajustements posturaux d'accompagnement se produisent pendant l'exécution du mouvement focal et peuvent débuter avant même l'initiation du mouvement. De ce fait, nous déclinons généralement ces ajustements posturaux en deux sous-catégories : les ajustements posturaux *anticipateurs* (APA) qui interviennent avant le mouvement volontaire et les ajustements posturaux *contemporains* ou *simultanés* qui se manifestent durant le mouvement (Bouisset et Zattara, 1987; Fourcade et al., 2016 ; Massion, 1992).

Les ajustements posturaux réactionnels, ou **consécutifs**, se produisent lors du maintien d'un équilibre instable (Day et al., 1993), au moment du retour à l'équilibre après un mouvement volontaire (Bouisset et Zattara, 1987; Fourcade et al., 2018 ; Le Bozec et al., 2008; Memari et al., 2013), ou bien 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).

Parmi les ajustements posturaux, les APA ont été jusqu'à présent à l'origine du plus grand nombre d'investigations, vraisemblablement en raison de leur statut privilégié. En effet, survenant avant même le début du mouvement volontaire, ils ne font pas suite à un réflexe déclenché par celui-ci. Ainsi, il est admis que les APA sont « préprogrammés » par le SNC (Bouisset et Zattara, 1987; Massion, 1992). En effet, l'existence d'ajustements posturaux anticipateurs prenant en compte les futures perturbations engendrées par le mouvement volontaire, nécessitent une capacité de prédiction du SNC, ce dernier connaissant la commande

motrice qu'il va générer. Ces éléments font référence aux études relatives aux modèles prédictifs et inverses que nous développerons dans la partie 1.4 de ce cadre théorique.

2.2.1. Les ajustements posturaux anticipateurs

Les ajustements posturaux anticipant l'exécution du mouvement volontaire ont été identifiés pour la première fois par Belenkii et al., (1967) lors de la tâche, désormais classique, d'élévation du membre supérieur en position orthostatique. Ces auteurs avaient constaté une activation du *Biceps Femoris* (muscle fléchisseur de la cuisse et extenseur de la hanche) survenant environ 45 ms avant l'activation du *Deltoidus Anterior* (muscle focal responsable de l'élévation du membre supérieur). La présence d'APA a été confirmée ensuite lors de nombreux travaux analogues impliquant le(s) membre(s) supérieur(s) à partir de postures variées (Bouisset et Zattara, 1987;1981; Cordo et Nashner, 1982; Friedli et al., 1988; Friedli et al., 1984; Lee et al., 1990) comme la tâche de pointage (e.g. Bouisset et Zattara, 1987; Yiou et al., 2007). D'autres travaux ont également mis en évidence la présence d'APA lors de tâches mobilisant 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; Brenière et Do, 1991) ou encore l'élévation sur la pointe des pieds en posture orthostatique (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).

2.2.1.1. Rôles fonctionnels des APA

La littérature issue de nombreux travaux sur la coordination entre la posture et le mouvement a permis de mieux comprendre les différentes fonctions que peuvent avoir les APA lorsqu'ils sont associés au mouvement volontaire. Ainsi, lorsque la force du mouvement est

suffisante pour perturber la stabilité posturale, les APA ont un rôle stabilisateur (Bouisset et Zattara, 1987). Cependant, nous observons qu'en plus de ce rôle de premier plan, les APA peuvent avoir un rôle facilitateur (Lee et al., 1990). Dans le cadre de l'initiation à la marche, leur intervention va induire une vitesse initiale vers l'avant du CM (Lepers et Brenière 1995), provoquant ainsi un mouvement « contrôlé » de déstabilisation du corps. Nous reviendrons plus en détail sur ce point dans le chapitre 3 du présent document.

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

Les APA s'opposent à la perturbation posturale induite par le mouvement volontaire, c'est la fonction qui leur est habituellement attribuée et elle a été confirmée par de nombreux travaux. Ces résultats sont notamment ceux des études menées sur le modèle classique d'élévation du bras en position debout sur une base posturale fixe (Belenkii et al., 1967; Bouisset et Zattara, 1981, 1987 ; Friedli et al., 1988; Bouisset et al., 2000; Cordo et Nashner, 1982). Selon les lois de la mécanique (principe de l'action et de la réaction), les forces internes générées au niveau de l'épaule au tout début de l'élévation du bras ont une résultante dirigée vers l'arrière et vers le bas (Bouisset et Zattara, 1987; 1981). Ces forces internes sont instantanément transmises le long de la chaine posturale jusqu'au niveau des appuis, et ont pour effet de déstabiliser l'ensemble du corps dans cette même direction. Bouisset et collaborateurs sont les premiers à avoir mis en évidence que les APA associés au mouvement d'élévation du membre supérieur sont caractérisés par une accélération du CM vers l'avant et vers le haut, soit une dynamique posturale ayant une direction opposée aux forces réactives générées par le mouvement volontaire. C'est sur la base de ce résultat que Bouisset et Zattara (1981, 1987) ont initialement proposé que le rôle des APA était de s'opposer à la perturbation induite par le

mouvement d'élévation du bras à la seule fin de maintenir la position du CM à l'intérieur de la BS.

De nombreux résultats sont venus confirmer cette fonction « d'opposition » à la perturbation de l'équilibre postural. En effet, la contre-perturbation générée par les APA s'est révélée être adaptée à la perturbation générée par le mouvement volontaire. Par exemple, de nombreux travaux attestent que la durée et l'amplitude des APA augmentent avec la vitesse et l'inertie du segment mobilisé, i.e. qu'ils dépendent de l'intensité de la perturbation posturale induite par le mouvement volontaire (Bouisset et al., 2000; Horak et al., 1984; Zattara et Bouisset, 1986). Ainsi, il est généralement admis que les APA sont programmés en fonction des paramètres du mouvement focal. Notons ici que les APA interviennent aussi pour des tâches mobilisant des segments de très faible inertie, tels que le poignet en flexion/extension (Chabran et al., 2001) ou bien une tâche consistant à réaliser des mouvements discrets des doigts (e.g., Caronni et Cavallari, 2009a;b). Mais, si les APA semblent programmés en fonction de l'intensité de la perturbation posturale inhérente au mouvement volontaire, ils ne compensent pas totalement cette perturbation. Les ajustements posturaux consécutifs associés au mouvement volontaire, que nous développerons dans un prochain chapitre, sont tout autant nécessaires au maintien de l'équilibre postural (Kanekar et Aruin, 2014; Santos et al., 2010).

Toutefois, les résultats ci-dessus se rapportent à des tâches réalisées avec une BS fixe. La fonction « d'opposition » à la perturbation de l'équilibre des APA est présente également pour des tâches qui induisent un changement de la BS, comme par exemple celles impliquant le ou les membre(s) inférieur(s). Dans ce cas, les APA déplaceront par anticipation le CM dans le but de le placer à l'intérieur de la future BS, permettant ainsi de conserver l'équilibre durant le mouvement. En effet, dans l'exemple d'un mouvement d'élévation de la jambe en posture debout, le décollement du pied engendre une réduction importante de la taille de la BS sur l'axe

médiolatéral, le sujet passant d'un appui bipodal à un appui unipodal. Dans une telle situation, si aucune action n'est mise en œuvre, il s'ensuit un désalignement, selon la verticale gravitaire, entre le CP (situé sous le pied d'appui) et le CM, ce qui aura pour effet de déséquilibrer la personne vers le côté de la jambe mobile (Hussein et al., 2013; Yiou et al., 2011). Ainsi, le corps ne pourra pas se maintenir en position unipodale et devra alors reposer le pied pour rattraper l'équilibre (Fig. 5). De nombreuses études viennent confirmer ce rôle des APA lors de tâches d'élévation sur la pointe des pieds ou de balancement sur les talons (Lipshits et al., 1981; Nardone et Schieppati, 1988), lors de l'initiation de la marche (Brenière et al., 1987; Dietrich et al., 1994), lors d'élévation latérale de la jambe (Mouchnino et al., 1992) ou encore de flexion de la jambe (Do et al., 1991; Nouillot et al., 2000; Rogers et Pai, 1990; Yiou et al., 2011).

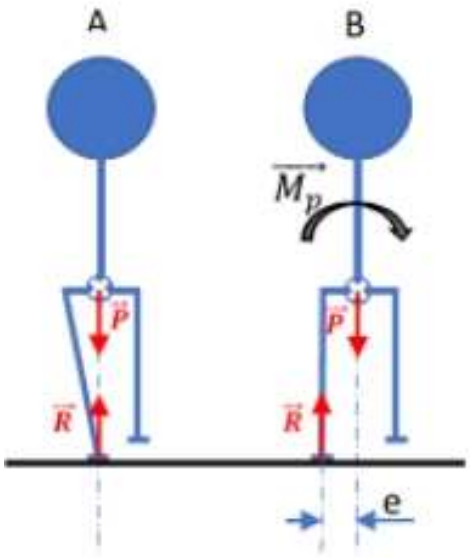

Figure 5 : Fonction stabilisatrice des APA dans l'initiation d'un pas vers l'avant (adapté de Mansfield et al., 2007)

L'exécution d'un pas volontaire vers l'avant est précédée par des APA qui ont pour but de déplacer le CM vers la jambe d'appui avant le soulèvement du pied oscillant (fig. A). Cette action a pour but de projeter le CM dans la future base de support pour permettre une phase oscillante unipodale d'être équilibrée.
La figure B illustre le cas où aucune action sur le CM ne serait entreprise avant le soulèvement du pied. Dans cette situation, le soulèvement du pied entrainerait un déplacement important de la base de support et donc du COP sous le pied d'appui alors que le CM serait resté à la même position. Cette situation engendrerait donc un moment de force($\overrightarrow{M_p}$) du poids s'appliquant sur le CM. Ce moment de force est égal à : $\overrightarrow{M_p} = e.\vec{P} = e.m.\vec{g}$
Ceci entraînerait un déséquilibre du côté de la jambe oscillante.

2.2.1.1.2. Assister la performance motrice

Comme nous l'avons annoncé précédemment, les APA n'ont pas qu'un rôle « d'opposition » à la perturbation de l'équilibre postural, mais ils permettent également d'assister le mouvement. Nous pouvons donc dire que cette fonction supplémentaire des APA, en contribuant à la réalisation du mouvement volontaire, concourt à la performance motrice. Cette fonction d'assistance à la performance motrice a été observée lors de la réalisation de tâches nécessitant un déplacement du corps tout entier. C'est notamment le cas des tâches de saisie manuelle d'objet au sol (Stapley et al., 1998, 1999), le tirage d'une poignée de porte (Lee et al., 1990), de saut (Le Pellec et Maton, 1999, 2002) ou d'initiation de la marche (Dietrich et al., 1994). Dans de telles situations, particulièrement lors de l'initiation de la marche, les APA permettent de créer les conditions dynamiques initiales permettant d'atteindre les objectifs de la tâche (e.g. atteindre la longueur du pas ou la vitesse de progression du CM désirée). Un chapitre spécifique sera consacré à l'initiation de la marche dans ce document. Nous noterons aussi que lors des travaux relatifs à la tâche d'élévation du bras, Bouisset et al., (2000) ont conclu que les APA contribuaient à améliorer la performance du mouvement tout en maintenant la fonction de stabilisation du corps.

Retenons donc à ce stade que les APA associés au mouvement volontaire ont un double rôle : stabilisation posturale et assistance à la performance motrice. La prédominance d'une fonction sur l'autre, sans qu'elles ne puissent être opposées, dépendrait du mouvement volontaire effectué, ou encore de l'instant considéré au cours du mouvement (Fourcade et al., 2016).

2.2.1.2. Origine et organisation des APA

Bien que les structures nerveuses à l'origine des APA ne soient pas bien connues, selon Massion (1992), les réseaux de neurones impliqués dans le contrôle des APA seraient localisés à un niveau relativement bas du SNC (tronc cérébral, moelle épinière). Cette hypothèse s'appuie essentiellement sur les travaux réalisés chez le chat (Luccarini et al., 1990; Schepens et Drew, 2003, 2006) qui ont mis en évidence que les réseaux de neurones réticulo-spinaux interviendraient dans la régulation du tonus antigravitaire et le contrôle des APA.

D'autres études plus récentes réalisées chez l'homme ont montré que les ganglions de la base ainsi que l'aire motrice supplémentaire interviendraient également dans l'organisation des APA (Jacobs et al., 2009; Richard et al., 2017). Par ailleurs, des travaux récents révèlent que l'aire motrice supplémentaire serait impliquée à la fois dans la programmation de la durée et l'amplitude des APA (Jacobs et al., 2009; Richard et al., 2017). De plus, le contrôle des APA s'effectuerait en « boucle ouverte » (Forget et Lamarre, 1990; Massion, 1992) ce qui sous-tendrait que la commande motrice ne tiendrait pas compte des afférences sensorielles et donc que les APA ne pourraient pas être rectifiés durant leur exécution. Des travaux plus récents ont cependant montré la capacité du SNC à moduler la commande en boucle ouverte en actualisant les APA avant (Ruget et al., 2008) et même durant leur exécution (Mouchnino et al., 2012). Ces études suggèrent que la commande centrale en boucle ouverte des APA peut être actualisée via des « boucles de rétroaction » rapides (Mouchnino et al., 2012). Nous reviendrons sur ces notions dans le chapitre 4 de ce document.

Deux modes de coordination entre les APA et le mouvement volontaire ont été proposés par Massion (1992) : le mode « hiérarchique » et le mode « parallèle » (Fig. 6). S'agissant du mode hiérarchique, les APA et le mouvement focal sont les conséquences d'une seule commande motrice, celle-ci émettrait des collatérales qui agissent sur les réseaux neuronaux responsables des APA. Dans ce mode de coordination, le début du mouvement focal et des APA sont simultanés ; il existerait donc une corrélation entre l'action motrice et les APA (Aruin et Latash, 1995). S'agissant du mode parallèle, le mouvement volontaire et les APA résultent de commandes motrices distinctes. Le début des APA et le début du mouvement volontaire peuvent être dissociés. Ce mode d'organisation expliquerait ainsi la présence des APA avant même le début du mouvement focal (Belenkii et al., 1967; Bouisset et Zattara, 1981, 1987). Ce mode de coordination entre la posture et le mouvement permettrait de moduler les APA sans affecter les paramètres du mouvement focal (Ilmane et Larue, 2011; Slijper et al., 2002; Robert et al., 2007).

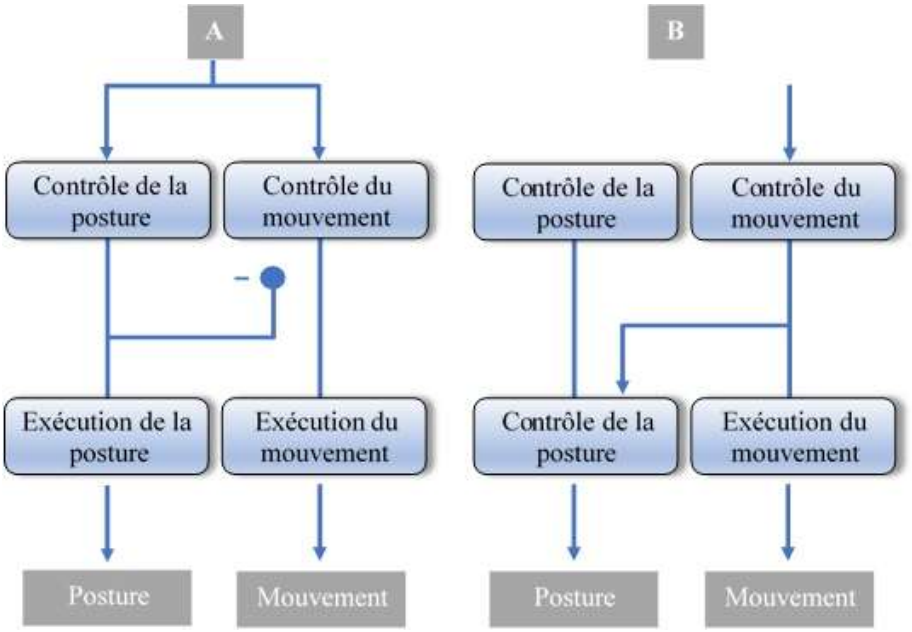

Figure 6 : Les deux modes d'organisation de la coordination entre la posture et le mouvement selon Massion (1992)

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

2.2.1.3. Adaptabilité des APA

Les nombreuses études sur le sujet des APA montrent que ces derniers ont la capacité de s'adapter aux paramètres du mouvement focal, mais également aux contraintes qui peuvent être appliquées au système postural, celles-ci pouvant être de nature « endogène » ou « exogène » (pour une revue sur le sujet, voir Yiou et al., 2012a). De plus, notons que les APA sont absents lorsque le mouvement volontaire est réalisé à faible vitesse, ils semblent n'apparaitre qu'à partir d'un certain seuil et leur importance croît proportionnellement au carré de la vitesse du mouvement focal (Bouisset et al., 2000). Nous reprenons, dans le présent paragraphe, les résultats de quelques récents travaux qui mettent en avant l'adaptabilité des APA à différents facteurs.

Ainsi, lors de l'initiation de la marche, certains résultats ont permis de montrer que l'ajout d'une charge additionnelle au niveau des hanches n'avait pas de conséquence notable sur l'amplitude des APA, mais induisait une augmentation de leur durée. Il semblerait donc que l'augmentation du temps des APA permettrait la création d'une vitesse de progression du CM équivalente à celle obtenue en condition « sans charge » (Caderby et al., 2013).

Par ailleurs, les études ayant traité de l'influence de la stabilité posturale dans l'organisation des APA, montrent que lorsque l'individu se tient debout avec une stabilité importante fournie par une stabilisation thoracique, (Cordo et Nashner, 1982; Friedli et al., 1984; Van der Fits et al., 1998), les APA (exprimés en termes d'activation musculaire, d'amplitude du déplacement du CP et/ou de durée des APA) sont réduits, vraisemblablement parce qu'ils ne sont alors plus nécessaires au maintien de l'équilibre durant le mouvement et que le coût énergétique en est diminué corolairement. Cette atténuation des APA a également été constatée lorsque la tâche était réalisée en situation très instable comme, par exemple, une réduction de la base posturale initiale. En effet, les APA se matérialisant par un déplacement

du CP, si la BS est réduite, alors les possibilités de générer des APA le sont aussi. Nous remarquons dans un tel cas que la performance du mouvement focal (tâche de pointage) est diminuée de la même façon (Aruin et al., 1998; Nouillot et al., 1992; Yiou et al., 2007).

S'agissant de l'initiation de la marche à partir d'une position sur la pointe des pieds (Couillandre et Brenière, 2003; Couillandre et al., 2002) ou lorsque des individus jeunes et sains sont en situation d'instabilité résultant d'une réduction de l'efficacité du système musculaire postural (Yiou et al., 2009), de la même manière qu'au paragraphe précédent, les résultats observés tendent à prouver que le faible déplacement du CP en posture initiale pouvait être compensé par une augmentation de la durée des APA. Ce type de compensation permettrait aux sujets d'atteindre le même niveau de performance motrice qu'en situation posturale stable. Ceci conduit à penser qu'une augmentation de la durée des APA permet de générer la même quantité de mouvement qu'un ajustement postural de plus grande amplitude, mais réalisé sur un temps plus court. Cette compensation « équivalente » est due à la durée d'action du moment de force généré par l'écart CP - CM.

Enfin, s'agissant de la contrainte temporelle, correspondant à une restriction du temps alloué pour exécuter une tâche, nous retiendrons qu'une contrainte temporelle « forte » qualifie les situations où une tâche motrice doit être exécutée le plus rapidement possible au signal de départ. A contrario, une contrainte temporelle « faible » désigne les situations où la tâche motrice est auto-initiée par le participant. De nombreuses tâches motrices ont été testées en situation de contrainte temporelle changeante : la flexion d'une épaule (Nougier et al., 1999) ou des deux épaules (Benvenuti et al., 1997), l'extension de l'épaule lors d'un mouvement de tir au handball (Ilmane et LaRue, 2008), l'initiation d'un pas (Delval et al., 2005) ou encore la flexion de la cuisse (Yiou et al., 2012b). Ces travaux ont montré de manière consistante, qu'en situation de forte contrainte temporelle, la durée des APA était diminuée et que ces derniers

débutaient en même temps que le mouvement focal. A l'inverse, en condition de contrainte temporelle faible, les APA sont initiés bien avant le début du mouvement volontaire (Horak et al., 1984 ; Benvenuti et al., 1997 ; Nougier et al., 1999). La diminution de la durée des APA en condition de forte contrainte temporelle permet alors de commencer le mouvement volontaire plus tôt et est compensée par une augmentation de l'amplitude des APA (Yiou et al., 2012b).

2.2.2. Les ajustements posturaux simultanés

Les premières études sur les ajustements posturaux simultanés ont été réalisées à partir d'une tâche de pointage avec le membre supérieur, en posture assise (Fourcade et al., 2014, 2016). Les perturbations posturales induites par les mouvements du bras, à partir d'une modélisation 2D puis 3D, a permis aux auteurs de calculer la quantité d'accélération du membre supérieur par rapport au reste du corps et de distinguer les composantes focales et posturales des ajustements posturaux simultanés. Les ajustements posturaux simultanés sont amplifiés avec l'augmentation de la vitesse du mouvement. Ce modèle d'étude a été utilisé dans une étude préliminaire sur l'initiation de la marche (Fourcade et Memari, 2015) et les résultats montrent que les ajustements posturaux simultanés ont un rôle de contre-perturbation et de propulsion du mouvement. Partant de ces constats, il est possible de conclure que les ajustements posturaux simultanés sont programmés en fonction de la vitesse du mouvement volontaire et complètent les APA dans la réalisation du mouvement.

2.2.3. Les ajustements posturaux consécutifs

Les ajustements posturaux consécutifs (APC) peuvent être considérés comme la contre-perturbation nécessaire à la stabilisation ou à l'arrêt du déplacement du CM (Le Bozec et al., 2008). Plus récemment, Memari et al., (2013) ont analysé les caractéristiques des APA et des APC lors d'une tâche d'exécution d'un petit et d'un grand pas. Les résultats montrent, en accord

avec les travaux effectués sur l'initiation de la marche (Brenière et al., 1987), que la durée et l'amplitude des APA étaient plus importantes pour le grand pas que pour le petit pas. Toutefois, seule l'amplitude des APC était sensible à la longueur du pas, la durée des APC étant invariable. Par ailleurs, la durée et l'amplitude des APC étaient plus importantes que celles des APA. Enfin, Krishnan et Aruin (2011) ont démontré dans leurs travaux que lorsque les participants étaient privés de vision, aucune anticipation n'était possible ; les APA étaient quasiment absents mais, ils développaient des APC (Krishnan et al., 2011). De plus, ces résultats montrent également une corrélation négative entre les APA et les APC. Les APC permettent ainsi de renforcer l'action contre-perturbatrice des APA ou de remplacer cette action s'il n'y a pas ou pas suffisamment d'APA.

Il semble donc que l'on puisse avancer à la lumière de l'ensemble de ces travaux que les APA comme les APC sont des manifestations dynamiques qui se compensent l'une l'autres et dont les caractéristiques spatio-temporelles varient et s'adaptent en fonction de la tâche à réaliser et des contraintes imposées.

2.3. Capacité posturo-cinétique

Chez l'être humain, réaliser un mouvement induit une perturbation de l'équilibre qui doit être compensée pour que le mouvement focal soit correctement effectué. Les processus de compensation mis en jeu par le SNC interviennent avant, pendant et après l'exécution du mouvement attendu et sont dénommés, comme nous l'avons vu précédemment, ajustements posturaux. C'est bien cette aptitude du corps humain à produire ces ajustements, qui est appelée « capacité posturo-cinétique » (Bouisset, 1991; Bouisset et Do, 2008; Bouisset et Zattara, 1987).

Les APA et leur adaptabilité constituent une caractéristique particulièrement importante du concept de capacité posturo-cinétique. La performance d'une tâche motrice (vitesse, force, précision) dépendrait de la capacité du SNC à traiter les informations qu'il acquiert de son environnement et à produire des APA adaptés à la situation (Bouisset et Do, 2008). La capacité posturo-cinétique serait donc une fonction du SNC permettant de réagir à une perturbation, statique ou dynamique (Le Bozec et al., 1997). Le schéma ci-dessous (Fig. 7) présente les différents niveaux du système moteur où la capacité posturo-cinétique intervient entre la décision de réaliser une tâche déterminée ou « tâche prescrite » et sa réalisation effective ou « tâche réelle ». Le SNC 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-

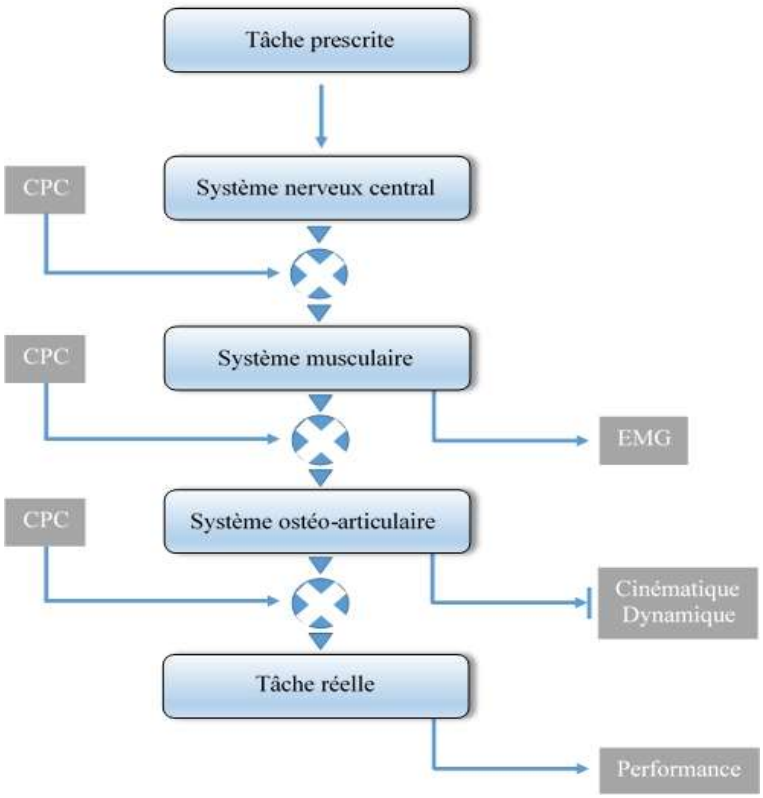

Figure 7 : Capacité posturo-cinétique et réalisation d'une tâche ; d'après Bouisset (2002)

CPC : capacité posturo-cinétique ; EMG : électromyographie

système correspondant sera elle-même modifiée. Cette sortie se traduit par des grandeurs accessibles à la mesure : électromyographie, biomécaniques (cinématique, dynamique) et comportementales (performance). Il est tout à fait concevable que la notion de capacité posturo-cinétique englobe ce pouvoir de réorganisation des commandes motrices en fonction des conditions d'exécution de la tâche. Les études conduites sur la notion de capacité posturo-cinétique ont analysé la relation entre la mobilité de la chaîne posturale, les APA et la performance motrice, lors de différentes tâches motrices telles que la poussée isométrique (Le Bozec et Bouisset, 2004), le pointage (Teyssèdre et al., 2000), plus récemment la flexion du tronc (Diakhaté et al., 2013) ou le « sit-to-stand » (Alamini-Rodrigues et Hamaoui, 2016; Diakhaté et al., 2013; Hamaoui et Alamini-Rodrigues, 2017a, 2017b). L'amélioration de la mobilité de la chaîne posturale a une influence positive sur les paramètres posturaux et focaux de la tâche (APA, performance motrice et stabilité). A l'inverse, une limitation de la mobilité de cette chaîne entraîne une moindre efficacité de la capacité posturo-cinétique, et de ce fait une réduction de la performance globale. Toutes ces études confirment la relation entre la dynamique posturale et la performance motrice et notamment i) qu'une meilleure mobilité de la chaîne posturale (en l'occurrence, le bassin) conduisait à observer une augmentation de la dynamique posturale anticipatrice, mais aussi, ii) qu'une diminution de la mobilité de la chaîne posturale (augmentation de la tension musculaire le long du tronc, Hamaoui et Le Bozec, 2014) ou (réduction de la mobilité de la colonne vertébrale au moyen d'attelles, Alamini-Rodrigues et Hamaoui, 2016; Hamaoui et Alamini-Rodrigues, 2017a, 2017b), avait une influence négative sur les APA et la performance motrice.

3. Initiation de la marche

3.1. Définition

Pour assurer leurs déplacements, les êtres vivants utilisent principalement l'activité locomotrice. Cette mise en mouvement rend obligatoire une parfaite coordination entre la transition de la posture debout immobile et le premier pas vers l'avant (Massion, 1992) (Fig. 8) pour atteindre le mouvement cyclique de la marche. Cette initiation de la marche constitue un acte intentionnel qui serait programmé par le SNC (Brenière et al., 1987; Brunt et al., 1991, 2000). L'initiation de la marche est donc une tâche fonctionnelle classique pour étudier la coordination entre la posture et le mouvement. Les modifications posturales précédant l'exécution du premier pas faisaient déjà l'objet de ces études (Carlsöö 1966, Herman et al., 1973, Mann et al., 1979). Cette phase particulière, qui se termine par l'instant du décollement du talon de la jambe oscillante, engendre des modifications posturales qui ont été qualifiées d'APA pour la première fois en 1987 par Brenière et collaborateurs. Depuis ces premiers travaux, il est convenu que le processus d'initiation de la marche est constitué de deux phases successives : une « phase posturale » suivie d'une « phase d'exécution du pas ».

La phase « posturale » est comprise entre le début des premières variations des tracés des forces de réaction au sol et des mesures électromyographiques (Bazalgette et al., 1987; Carlsöö, 1966; Mann et al., 1979) et le moment de lever de la pointe du pied de la jambe oscillante. La « phase d'exécution du pas » quant à elle, est comprise entre l'instant du lever de la pointe du pied du membre oscillant et l'instant du posé du pied.

3.2. Organisation biomécanique de l'initiation de la marche

3.2.1. Organisation biomécanique de la phase posturale

D'un point de vue électromyographique, les APA inhérents à l'initiation de la marche se produisent environ 300 à 600 ms avant le décollement du talon de la jambe oscillante. Ils sont mis en œuvre principalement par les muscles de la cheville et de la hanche. Ces APA se manifestent spécifiquement par un déplacement du CP vers l'arrière et vers la jambe oscillante (Brenière et Do, 1991; Brenière et al., 1987) suivi simultanément par un déplacement du CM dans la direction opposée, c'est-à-dire vers l'avant et vers la jambe d'appui (Brenière et al., 1987; Jian et al.,1993). Ils permettent de générer la production des forces et des moments nécessaires à la propulsion du corps vers l'avant et à la régulation des balancements du corps, avant et pendant l'initiation du mouvement volontaire (Crenna et Frigo, 1991). Ce processus impose que le SNC coordonne deux tâches biomécaniques essentielles : l'une, de déplacer le CM vers la

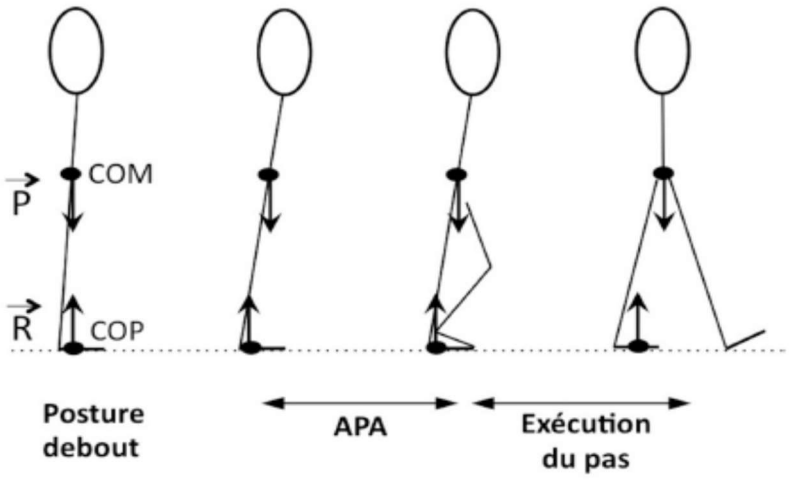

Figure 8 : Illustration de l'interaction CM / CP dans le processus d'initiation de la marche dans le plan sagittal (adapté de Couillandre, 2008)

Dans la phase APA on constate un recul du CP qui se désaligne avec le CM générant ainsi le moment d'inertie lié à la pesanteur qui s'applique au CM. Ce moment d'inertie entraîne la dynamique du centre des masses vers l'avant dans le processus d'initiation de la marche.

jambe d'appui pour le maintien de l'équilibre (axe médiolatéral - ML) et l'autre, de propulser le CM vers l'avant (axe antéropostérieur), avant-même le lever du pied de la jambe oscillante.

Selon l'axe antéropostérieur (AP), pour propulser le CM vers l'avant, l'APA impose un déséquilibre en déplaçant le CP vers l'arrière (contraction des fléchisseurs dorsaux de cheville), ce qui produit un moment de force autour de l'axe ML (Brenière et al., 1987) (Fig. 8).

L'équation établie par Brenière et al., (1987) - à partir du modèle mathématique d'un corps en déséquilibre, soumis à la gravité, en rotation autour d'un axe passant par l'articulation de la cheville - permet d'exprimer la relation entre le recul du CP et l'accélération du CM durant l'initiation de la marche. Elle s'écrit sous la forme suivante :

$$Kx_G'' = \mathrm{W}(\mathrm{x_G} - \mathrm{x_p})$$

Où K est la constante intégrant les paramètres anthropométriques du sujet ; x_G'' est l'accélération du centre de masse ; W est le poids du sujet ; x_G est la position de la projection au sol du centre de masse et x_p est la position du centre des pressions

K s'exprime sous la forme :

$$K = \frac{I_G}{h} + mh$$

Où I_G est le moment d'inertie du corps autour du centre de masse ; h est la hauteur du centre de masse ; m est la masse du sujet

Cette équation montre que l'accélération du CM est proportionnelle au différentiel entre le CP et le CM.

Selon ce même axe, les APA se manifestent par une inhibition bilatérale des fléchisseurs de la cheville (*Soleus*) suivie d'une activation bilatérale des muscles extenseurs de la cheville (*Tibialis Anterior*). Le recul du CP est principalement dû à cette synergie musculaire (Crenna et Frigo, 1991, Lepers et Brenière, 1995; Honeine et al., 2013, 2014). Il a été montré que l'amplitude des APA, exprimée en terme de recul du CP, était prédictive de la vitesse du CM

atteinte à la fin du premier pas (Breniere et Do, 1987; Brenière et Do, 1991; Dietrich et al.,1994).

Pendant la phase des APA, les forces propulsives sont majoritairement produites sous le futur pied oscillant (Michel et Chong, 2004). En effet, pendant cette période, les forces verticales produites sous le futur pied mobile augmentent de façon importante (Patchay et al., 2002), en corrélation avec l'amplitude du mouvement (Béraud et Gahéry, 1995), tandis que celles situées sous le pied portant diminuent suite à une activité musculaire isométrique. L'activation du *Soleus* de la future jambe oscillante permettrait le décollement du talon (Brenière et Do 1987). Cette contraction, modifie les pressions sous le pied oscillant, mais elle n'aurait aucun effet sur la propulsion du CM vers l'avant et ne modifierait donc pas la vitesse de progression du CM (Breniere et Do, 1987; Lepers et Brenière, 1995; Michel et Do, 2002).

Suivant l'axe médiolatéral (ML), au moment du soulever du pied oscillant, survient une réduction importante de la BS qui se limite alors à la surface du pied au contact du sol créant ainsi un déséquilibre latéral du corps du côté de la jambe oscillante (Fig. 10). Les APA, qui n'ont pas qu'un rôle de déchargement de la jambe oscillante (Jian et al., 1993), agissent en stabilisant le corps pendant cette phase d'exécution du pas (Caderby et al., 2014; Lyon et Day, 1997; McIlroy et Maki, 1999; Yiou et Do, 2010). Pour éviter le déséquilibre du corps vers la jambe oscillante, outre l'atténuation par les APA médiolatéraux, le CM est propulsé vers la jambe d'appui juste avant le décollement du pied oscillant (Jian et al., 1993 ; Lyon et Day 1997). La dynamique médiolatérale nécessaire au transfert du CM vers la jambe d'appui, trouve son origine lors du déplacement du CP vers la jambe oscillante au cours des APA (Fig. 9) et permet

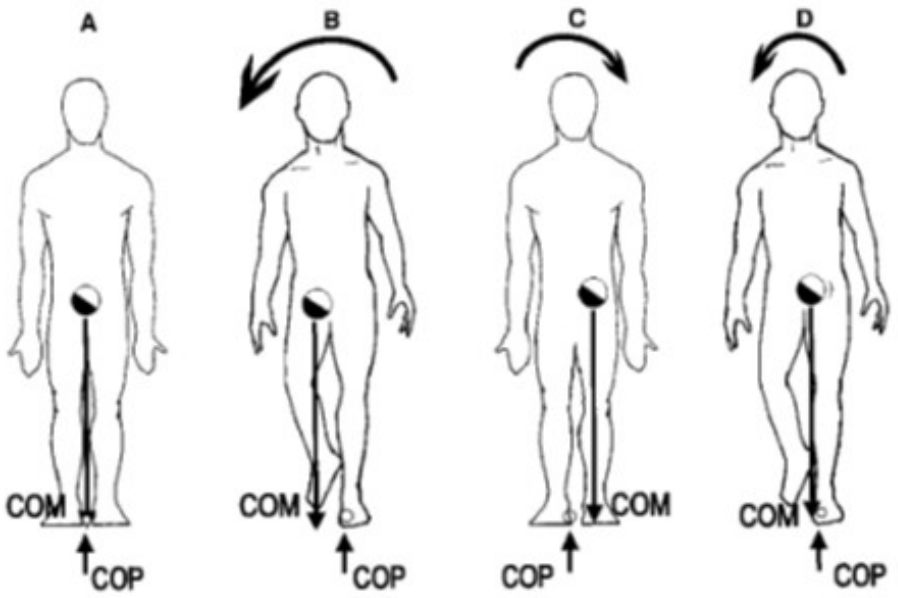

Figure 9 : Illustration du contrôle de la stabilité médiolatérale (ML) dans le processus d'initiation de la marche (d'après Rogers et al., 2001)

A – Durant la posture debout statique, la projection du centre de masse (CM) au sol est pratiquement confondue avec le centre de pression (CP) 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 CP et le CM dans le plan frontal, ce qui entraîne 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 CP vers la jambe oscillante qui propulse le CM vers la jambe d'appui avant le décollement du pied oscillant.
D – Lorsque la jambe oscillante est soulevée après les APA ML, le CM est situé plus proche du pied d'appui, où se trouve le CP, et donc la chute latérale du corps est minimisée.

ainsi de propulser le CM dans la BS au moment du décollement du pied oscillant (Lyon et Day, 1997, 2005; Jian et al., 1993 Mouchnino et al., 1992 Yiou et al., 2016a, 2016b; Zettel et al., 2002a, 2002b) et contribue à la stabilité du corps pendant le mouvement. Le CP se décale vers la jambe oscillante grâce à l'activation des muscles abducteurs de hanche (Carlsöö, 1966; Winter, 1995) favorisant ainsi un déplacement du CM médiolatéral vers la jambe d'appui (Honeine et al., 2016; Winter, 1995; Rogers et Pai, 1990). Notons que ce déplacement est amplifié par la flexion du genou de la future jambe portante (Honeine et al., 2016a; Mickelborough et al., 2004). Ainsi, les APA médiolatéraux contribuent à réduire l'écart entre le CM et le CP au moment du décollement du pied, permettant ainsi d'atténuer la chute vers la

jambe oscillante pendant la phase d'exécution du pas, sous l'effet de la gravité (Lyon et Day, 1997, 2005; Zettel et al., 2002a).

Le corps se comportant quasiment comme un pendule inversé au lever du pied oscillant, le déséquilibre sera d'autant plus grand que le CM et sa vitesse de déplacement seront importants, induisant davantage d'instabilité au posé du pied (Lyon et Day, 1997, 2005; McIlroy et Maki, 1999; Zettel et al.) (Fig. 9). Au posé du pied, un bon équilibre dynamique ne nécessite pas d'action supplémentaire (eg. pas de rattrapage). Ceci impose que le « centre de masse extrapolé » demeure à l'intérieur de la BS (Hof et al., 2005). Cet équilibre lors de la pose du pied oscillant sera fortement aux APA dans le plan médiolatéral qui sont prédictifs de la stabilité posturale (McIlroy et Maki.,1999 ; Zettel JL et al., ,2002a ; Yiou et al., 2012 ; Honeine JL et al., 2016).

3.2.2. Organisation biomécanique de l'exécution du pas

Comme nous l'avons vu au chapitre précédant sur l'organisation biomécanique de la phase posturale, l'exécution du pas est assimilée à une phase essentiellement « balistique », où le corps est soumis aux forces gravitationnelles (Lepers et Brenière, 1995).

Dans la phase d'exécution du pas, selon l'axe antéropostérieur, le CP se décale vers l'avant du pied et la vitesse du CM ne cesse d'augmenter jusqu'au posé du pied oscillant sur le sol (Brenière et Do, 1986 ; Brunt et al., 1991). La vitesse induite à la fin du mouvement est en relation avec celle du CM au moment du décollement du talon (Lepers et Brenière, 1995).

La littérature a régulièrement admis que les muscles fléchisseurs plantaires de cheville et notamment le *Soleus* du pied d'appui, avaient un rôle fonctionnel de « poussée » sur le sol lors de l'exécution du pas (Hansen et al., 2010; Winter, 1983; Winter et Sienko, 1988). Toutefois, de nombreux travaux ont montré, notamment chez des personnes amputées d'un

membre inférieur (Michel et Do, 2002), que la vitesse du CM reste identique, que la marche soit initiée pied sain ou pied prothétique. Il semble donc que les muscles fléchisseurs plantaires de chevilles n'aient pas de rôle propulseur dans cette phase, mais un rôle de contrôle de la stabilité et interviendraient plutôt au moment du freinage de la chute verticale du CM (Honeine et al., 2013 ; Honeine et al., 2014), ce qui pourrait avoir des conséquences sur la longueur finale du pas.

Ces recherches ont montré par ailleurs que ce phénomène actif de freinage se produit en prévision du choc attendu au contact du pied oscillant sur le sol, réduisant ainsi les forces de réaction verticales du sol. Une autre stratégie peut être utilisée pour contrôler les forces de réaction du sol lors de la pose du pied à la fin de la phase d'exécution du pas. Parmi ces stratégies, nous retrouvons le choix de la pose du pied par le talon ou l'avant-pied. Dans la littérature relative à la marche, la pose avant-pied n'a que très peu été étudiée. En effet, lors de la marche normale, le pied oscillant attaque le sol systématiquement par le talon, en particulier pour des raisons de coût énergétique (Cunningham et al., 2010). L'impact de la pose du pied sur la gestion des forces de réaction du sol a été étudié lors de la marche établie, au moment précis de la descente d'une petite hauteur (marche) (Van Dieën et al., 2008, 2009). Dans ces études, le ratio de pose avant-pied augmente avec la hauteur de la marche à descendre dans le but d'améliorer la gestion des forces de réaction du sol ainsi que la stabilité. En effet, les auteurs suggèrent que cette meilleure gestion des forces de réaction du sol serait due au travail des muscles fléchisseurs plantaires grâce à la pose avant-pied. La pose avant-pied permet aux fléchisseurs plantaires d'effectuer un travail de freinage avant que le talon ne se pose au sol permettant une progressivité dans le freinage de la vitesse verticale que ne permet pas la pose par le talon. L'apport de la pose avant-pied, sur les forces de réaction du sol, a particulièrement été étudiée lors de la course à pied (Daoud et al., 2012; Lieberman et al., 2010). Ces études

montrent que l'attaque avant-pied réduit le taux de charge des forces verticales de réaction au sol (ratio des forces de réaction au sol en fonction du temps). Or, cette variable est corrélée aux lésions du membre inférieur (Milner et al., 2006). Malgré une augmentation des coûts énergétiques à la marche, la pose avant-pied permettrait donc une meilleure gestion des forces verticales de réaction du sol, ce qui pourrait en faire une stratégie privilégiée lorsque la vitesse verticale du CM augmente (descente d'une marche ou diminution du freinage de la vitesse verticale du CM par le soleus de la jambe portante) et que le SNC privilégie une stratégie d'absorption des forces verticales de réaction du sol à une stratégie de vitesse de déplacement (Van Dieën et al., 2008, 2009).

Sur l'axe médiolatéral, nous observons également des instabilités induites par l'écart existant entre les projections au sol du CM et du CP, responsable d'un couple de déséquilibre latéral pouvant à terme conduire à la chute. Comme les APA, le positionnement latéral du pied mobile au contact du sol peut également être adapté pour contrôler la stabilité médiolatérale (largeur du pas) lors de l'exécution du pas (Caderby et al., 2014, 2017; Zettel et al., 2002). Cette largeur de pas permet de faire varier la dimension de la BS et contribue à améliorer la stabilité médiolatérale. De ce fait une surface médiolatérale plus importante permettra de freiner la chute du corps vers le pied mobile (Yiou et al 2017). Le placement du pied oscillant est contrôlé principalement par les adducteurs de ce membre (Hof et al., 2007; Rankin et al., 2014). Cette stratégie, semble être liée au fait que le SNC ne soit pas en mesure de prédire à l'avance la perturbation induite par le déplacement de la surface d'appui, contrairement à la perturbation induite par un pas auto-initié. Ainsi, le rôle proactif des APA médiolatéraux est inopérant et le SNC intervient, a postériori, en modulant le positionnement latéral ; il s'agit ici d'une stratégie réactive. Cette méthode de compensation est aussi mise en œuvre lorsque la vitesse d'initiation de la marche est augmentée. La moindre efficacité des APA médiolatéraux est compensée par

une augmentation de la largeur du pas pour que la stabilité posturale à l'instant du posé du pied soit maintenue (Caderby et al., 2014). Il semble toutefois que les sujets restent en mesure de moduler les APA médiolatéraux si une contrainte mécanique sur la largeur du pas leur était imposée maintenant ainsi la stabilité latérale, lors d'un pas de rattrapage (Zettel et al., 2002).

La stabilité latérale et l'amplitude de la chute médiolatérale du CM peuvent être influencées par la modification de la raideur de la jambe d'appui pendant la phase d'exécution du pas. Cette raideur de la jambe portante peut théoriquement être activée en modifiant le niveau d'intervention du couple agoniste / antagoniste des muscles associés au niveau des articulations de la cheville, du genou ou de la hanche (Yiou et al., 2017).

3.3. Adaptabilité à la contrainte lors de l'initiation de la marche

3.3.1. Influence de la pression temporelle

La contrainte liée à la pression temporelle (contrainte interne), est bien connue pour influencer les caractéristiques temporo-spatiales des APA. Plus précisément, la durée des APA, associés à un mouvement de bras volontaire, comme la flexion de l'épaule (Nougier et al., 1999) ou le lancer de balle (Ilmane et LaRue 2008), est réduite lorsque le sujet est soumis à des conditions de pression temporelle élevée, c'est-à-dire lorsque les participants doivent initier la tâche dès que possible après un signal de top-départ (condition réactive), en comparaison à une faible pression temporelle, c'est-à-dire lorsque les participants initient le début de la tâche que quand ils se sentent prêts (condition auto-initiée).

Un effet similaire, induit par la pression temporelle, a été observé pour des tâches impliquant des mouvements de jambes comme la flexion à partir de la posture debout (Yiou et al., 2012b; Hussein et al., 2013) ou l'initiation de la marche (Delval et al., 2005; Wang et al., 2006).

Dans le cas de la flexion rapide de la jambe à partir de la posture debout, la réduction de la durée de l'APA en condition de forte pression temporelle est compensée par une augmentation de l'anticipation du décalage du CP vers la jambe oscillante, de telle sorte que les participants puissent déplacer le CM vers la jambe d'appui plus rapidement (Yiou et al., 2012b; Hussein et al., 2013), maintenant ainsi la stabilité du corps dans la phase finale unipodale. En outre, la performance du mouvement focal (vitesse maximale de flexion des jambes) est demeurée inchangée par rapport à la condition de faible pression temporelle.

L'aptitude du SNC à développer une stratégie adaptative similaire pendant l'exécution de tâches fonctionnelles plus nombreuse et plus complexes, impliquant le corps entier, comme dans le processus de l'initiation à la marche, a fait l'objet de moins d'études.

Au cours de l'initiation de la marche avec une forte pression temporelle, Wang et al., (2006) ont mis en évidence que les pics des déplacements médiolatéraux et antéropostérieurs anticipés du CP, augmentaient lorsque les participants exécutaient la tâche de manière réactive (contrainte temporelle forte) versus de manière auto-initiée. Cependant, ces auteurs n'ont pas cherché à savoir si ces changements d'amplitude des APA ont influencé la stabilité posturale et/ou les performances du mouvement. En même temps, Delval et al., (2005) ont mentionné une réduction de la durée des APA lorsque l'initiation du pas était déclenchée par un « top départ » par opposition à la condition auto-initiée. Dans l'étude de Wang et al., (2006), cette diminution de la durée des APA était accompagnée d'une augmentation du déplacement du CP selon l'axe antéropostérieur. Cette augmentation n'a toutefois pas été tout à fait suffisante pour permettre aux sujets d'atteindre une performance motrice équivalente à celle obtenue en situation auto-initiée (longueur du premier pas et vitesse AP du CM). Il est à noter que dans cette étude, il était demandé de marcher « vite », mais pas « aussi vite que possible » comme dans les études précédentes rencontrées dans la littérature (Dibble et al., 2004), ces dernières

pouvant avoir masqué le véritable potentiel d'adaptation des APA à la pression temporelle. En effet, les participants peuvent ne pas avoir développé leur effort maximal pour atteindre la performance motrice équivalente.

Contrairement à Wang et al., (2006) et aux études mentionnées ci-dessus sur la flexion des jambes (Yiou et al., 2012b; Hussein et al., 2013), Delval et al., (2005) ont montré par la suite que la diminution de la durée des APA n'était pas accompagnée d'une augmentation de l'amplitude de déplacement du CP sur l'axe médiolatéral. Comme souligné par Delval et al., (2005), cet écart avec la littérature pourrait provenir d'une différence dans la façon dont ces auteurs ont analysé les données expérimentales. Plus précisément, ces auteurs n'ont pas tenu compte de l'amplitude maximale des déplacements du CP pour quantifier l'amplitude des APA, comme il est usuellement pratiqué dans la littérature sur l'initiation de la marche (Brenière et al., 1987; Crenna et Frigo 1991; Yiou et al., 2011b; Caderby et al., 2013) mais plutôt, des valeurs de CP relevées à la fin des APA, c'est-à-dire au décollement du talon. Ainsi, l'amplitude des APA étaient probablement sous-estimée, rendant la comparaison avec d'autres études difficiles. Par ailleurs, cette étude n'a pas répondu à la question de savoir si la stabilité posturale a été influencée par la pression temporelle. Bien qu'une baisse de la performance motrice ne soit pas nécessairement dramatique dans la plupart des situations quotidiennes, le maintien de la stabilité, en particulier dans la direction médiolatérale, peut être critique pour l'intégrité corporelle. En effet, une baisse du contrôle de la stabilité médiolatérale est considéré comme une cause majeure de chute chez les sujets fragiles comme les personnes âgées (Maki 1997; Robinovitch et al., 2013), et les chutes sur l'axe médiolatéral sont considérées comme un risque majeur de fracture de la hanche (Smeesters et al., 2001).

L'influence de la pression temporelle sur la biomécanique de l'initiation de la marche et ses conséquences sur l'équilibration notamment dynamique (MS) est une question qui reste à explorer.

3.3.2. Influence du franchissement d'obstacle

Dans le processus d'initiation de la marche, le franchissement d'obstacle correspond à une contrainte externe à laquelle le SNC va devoir s'adapter pour maintenir une sécurité équivalente lors de la pose de la pose du pied. Il existe une littérature abondante sur le contrôle du franchissement d'obstacle pendant la locomotion, notamment en ce qui concerne le rôle joué par la vision (Mohagheghi et al., 2004; Patla et Greig, 2006; Marigold et al., 2007). Dans ces études les auteurs s'intéressent à la coordination entre le regard, les mouvements de la tête et le placement de la jambe portante et oscillante lors du franchissement de l'obstacle pendant la marche établie. L'objectif était d'analyser les capacités adaptatives de la marche face à une contrainte (obstacle) prévue ou imprévue. Ces études montrent notamment l'importance des informations visuelles « en ligne » pour permettre l'adaptation à l'obstacle lors de la marche.

En comparaison, la question de savoir comment les composantes posturales et focales de l'initiation de la marche, avec franchissement d'obstacle, sont coordonnées pour assurer la progression du corps en toute sécurité, n'ont pas fait l'objet de travaux aussi fournis (Brunt et al., 1999). Très peu d'études ont porté sur l'effet d'un obstacle à franchir lors du processus d'initiation de la marche (Brunt et al., 1999, 2005; Kim et Brunt, 2009). Ces études ont montré que la présence d'un obstacle à franchir augmentait la durée de la phase d'exécution de l'initiation de la marche, augmentant ainsi potentiellement l'instabilité médiolatérale. Brunt et al., (1999) ont montré que la durée et le pic des APA sur l'axe antéropostérieur (ce pic a été

atteint au décollement du bout du pied) étaient réduits en présence d'un obstacle par rapport à la situation sans obstacle.

Cependant, ces études n'ont pas étudié les relations entre le CP et le CM corps entier car seules les forces de réaction du sol ont été enregistrées durant les APA. En outre, ces études n'ont pas étudié l'influence de l'obstacle sur le contrôle de l'équilibre médiolatéral et la performance motrice. Zettel et al., (2002) ont montré que le SNC anticipait l'instabilité potentielle associée au franchissement des obstacles, en augmentant l'amplitude du décalage médiolatéral du CP, de manière à maintenir l'équilibre lors du contact du pied oscillant. Dans les conditions où l'initiation du pas étaient déclenchée par une perturbation posturale les APA étaient réduits et les sujets compensaient par une pose du pied oscillant plus latérale.

Pourtant, il est bien connu que l'initiation de la marche fait partie des activités motrices associées à la plus forte proportion de chutes chez les personnes âgées (Robinovitch et al., 2013). De plus, la cause la plus fréquente de chute dans cette population est une erreur transfert de poids, qui est l'une des principales fonctions des APA. En plus du risque de trébucher sur l'obstacle, la présence de ce dernier engendre une augmentation de la durée de la phase pendulaire et donc une augmentation potentielle d'instabilité latérale (Zettel et al., 2002). Il est donc à priori surprenant que des études antérieures, traitant de l'influence liée au franchissement d'obstacle sur le déplacement latéral du CM pendant la marche, ont mentionné que la stabilité latérale demeurait inchangée lorsque la hauteur de l'obstacle était modifiée (Chou et al., 2001; Hahn et Chou, 2004). Ce résultat a conduit les auteurs à suggérer l'existence de certaines formes de mécanismes posturaux d'adaptation visant à compenser l'augmentation de l'instabilité potentielle liée à la hauteur des obstacles. La question de ces mécanismes d'adaptation lors de l'initiation de la marche ou le SNC doit coordonner le passage de la posture vers le mouvement reste donc à étudier.

4. SNC : Prédiction et contrôle postural

Nous avons abordé au cours de cette première partie, la notion d'ajustements posturaux et notamment le rôle primordial qu'ils occupent dans l'anticipation du mouvement (APA), permettant ainsi une coordination posture/mouvement stable. Néanmoins, il nous a semblé nécessaire, à la lumière de nombreuses publications récentes, de traiter plus avant dans un chapitre spécifique, la capacité prédictive du SNC de manière à fournir un modèle explicatif à l'élaboration et aux spécificités des APA. En effet, comme nous avons pu le voir dans les chapitres précédents, la réalisation d'une action, conforme à l'intention de départ, entraine des perturbations. Cependant, au lieu de réagir à ces perturbations en boucle fermée après retour sensoriel, une littérature importante montre (chapitre précédent) que cette correction contre perturbatrice précède la perturbation. L'observation de ce phénomène implique la prédiction des conséquences perturbatrices de l'action, comme notamment la perte d'équilibre du corps en mouvement ou les modifications possibles de l'environnement. Il existerait donc une capacité prédictive du SNC à modéliser la relation entre la posture et le mouvement futur pour exécuter, de manière anticipée en toute sécurité, la commande motrice adaptée responsable de ces contre-perturbations.

Nous avons vu précédemment que le maintien de la posture orthostatique nécessitait la mise en œuvre d'ajustements posturaux, l'alignement parfait du CM et du CP n'existant pas, au sens physique du terme (Gagey et Weber, 1995). S'appuyant sur les afférences somato-sensorielles, le SNC pilote ce contrôle actif permanent, la raideur du système musculaire seul, ne suffisant pas à maintenir la station statique d'équilibre (Morasso, 1999 ; Morasso et Schieppati, 1999).

Lors de la production du mouvement, par-delà les forces perturbatrices identifiées pendant le maintien de la posture debout, de nouvelles actions déstabilisatrices engendrées par

la mobilité du corps vont s'exprimer. En premier lieu, en vertu du principe de l'action et de la réaction (3ème loi de Newton) et en second lieu, en raison de la modification de la position du CM et de la dimension de la BS (Bouisset, 1991 ; Bouisset et Zattara, 1987). Pour minimiser, voire corriger les conséquences perturbatrices du mouvement, le SNC génère des forces contre-perturbatrices anticipées et adaptées (APA) dont le rôle est de produire la dynamique rééquilibrante attendue pendant le mouvement (Yiou et al., 2011 ; Mouchnino et al., 1992, 1993 ; Bouisset et al., 2000). Le SNC adapte donc les APA de manière proportionnelle (Yiou et al., 2012a), en fonction de la qualité et de la quantité de perturbation générée par le mouvement volontaire (Bouisset et al., 2000). Citons ici l'exemple de la charge additionnelle (Caderby et al., 2013) ou bien de la pression temporelle (Hussein et al., 2013 ; Delval et al., 2005). Cette intervention anticipée du SNC et l'énergie potentielle produite par les APA participent à la performance motrice du mouvement focal mais également, jouent un rôle stabilisateur à l'issue de celui-ci (e. g. Initiation de la marche) (Dietrich et al., 1994).

Par leur mise en œuvre anticipée, les APA permettent donc une gestion optimale de la coordination posture-mouvement (cf. titre 2.2.1 ci-dessus). Par ailleurs, pour répondre aux délais sensori-moteurs et aux capacités anticipatrices dans la coordination posture-mouvement (Brenière, 1987), plusieurs auteurs ont proposé le principe de structures ou processus neuronaux reposant sur le concept de « modèle interne » (Desmurget et Grafton, 2000 ; Kawato, 1999 ; Wolpert et Ghahramani, 2000 ; Wolpert et Flanagan, 2001). Le SNC intègrerait donc, des « catalogues de modèles internes », éprouvés et mis à jour tout au long des phases d'apprentissage moteur. Nous allons décrire dans les parties suivantes ces modèles internes nous permettant de mieux comprendre la présence, l'origine et le fonctionnement de ces APA.

4.1. Modèles internes

Parmi les fonctions attribuées au SNC, l'apprentissage des relations qu'il établit en interactions avec le monde qui l'entoure, est essentielle. Dans le cadre du contrôle moteur, la notion de « modèle interne » semble répondre correctement à la mise en œuvre de ce concept de « réseau neuronal relationnel » (Dakin et Bolton, 2018). Cette représentation sous forme de modèles internes interconnectés peut fournir un cadre acceptable pour comprendre comment le SNC pourrait développer des attitudes compensatoires adaptées au contexte du mouvement comme les APA que nous avons abordé précédemment dans ce document. Le SNC disposerait donc de structures neuronales capables de simuler des processus ou des conséquences biomécaniques en mettant en œuvre des modèles internes représentant certains aspects du monde extérieur, comme sa propre dynamique musculo-squelettique dans le champ gravitationnel terrestre, ou toute autre transformation mentale (Jordan, 1996). Par exemple, un modèle interne pourrait prédire la distance parcourue par un objet projeté, sans avoir à intégrer les équations du mouvement, de manière explicite ou implicite. Le résultat de la prédiction modélisée pourrait être basé, par exemple, sur l'extrapolation d'observations précédentes sur des objets jetés en l'air affinée par essais-erreurs (Jordan, 1996). De façon plus concrète, les modèles internes prendraient la forme de réseaux de neurones reconfigurés tout au long des cycles d'apprentissages, aptes à simuler des composantes « amont » et « aval » du système sensori-moteur, dans deux processus inversés que nous allons décrire ci-après (Kawato, 1999).

D'après les précurseurs du concept de modèle interne (Miall et Wolpert, 1996 ; Wolpert et Kawato, 1998), il convient de distinguer deux types de modèles internes : le modèle interne « inverse » et le modèle interne « prédictif ». Le premier, supposé intervenir en préalable dans la réalisation du mouvement, modélise et produit la commande nerveuse à destination des effecteurs, à partir de l'intention de l'action ainsi que du contexte du mouvement. Le second

qui intervient à la suite du modèle inverse, anticipe par simulation, les conséquences sensori-motrices de la commande motrice générée par le modèle inverse, dans le contexte inhérent à la tâche à accomplir (Kawato, 1999; Wolpert et al., 1998, 1995; Wolpert et Flanagan, 2001).

Dans ce qui suit, nous allons tenter de comprendre comment ces deux modèles interagissent dans l'adaptation anticipée du contrôle moteur, au contexte du mouvement.

4.1.1. Modèle inverse

Selon la théorie de modèle interne, il est admis que, lors de la genèse d'une commande motrice, le modèle inverse intervient au préalable. En effet, son rôle est de créer la commande motrice adéquate, connaissant le contexte du mouvement et l'intention de l'action. Ainsi, ce modèle intègre en amont, l'ensemble du contexte lié au mouvement et émet en aval, une estimation de la commande motrice attendue, en accord avec le désir initial. Prenons, par exemple, le mouvement d'un bras qui a lieu pendant que la main se saisit d'un objet et le déplace vers le haut (Fig. 10). Au moment où l'objet est déplacé, l'accélération du bras augmente artificiellement le poids de l'objet pour des raisons inertielles, l'inertie de l'objet s'opposant aux variations d'accélération du bras. Dans ce contexte, l'intention de l'action est de déplacer l'objet vers le haut. Le modèle inverse de la dynamique combinée du bras et de la main calcule la commande motrice nécessaire à la trajectoire souhaitée du bras et donc de l'objet. Ces commandes sont envoyées aux effecteurs du bras commandant un mouvement général d'élévation du membre supérieur. A ce moment, cette commande motrice ne tient pas compte de cette force d'inertie appliquée à l'objet et s'opposant au mouvement du bras. Sans prise en compte de cette force, l'objet (ayant son poids qui augmente artificiellement par la force d'inertie) pourrait échapper de la main du sujet mais ceci ne se produit que rarement. En effet, après avoir créé la commande motrice en adéquation avec l'intention du mouvement une copie

de cette dernière est envoyée simultanément au modèle prédictif et nous allons voir dans la partie suivante, comment celui-ci permet de corriger, affiner la commande motrice de serrage au niveau de la main pour qu'elle puisse prendre en compte cette force d'inertielle appliquée à l'objet cette dernière étant une conséquence involontaire du mouvement volontaire désiré.

4.1.2. Modèle prédictif

Le modèle prédictif, quant à lui, utilise les données de sortie calculées par le modèle inverse. Son rôle est d'établir de manière anticipée, par modélisation, les conséquences de la commande motrice sur le système biomécanique en tenant compte du contexte du mouvement

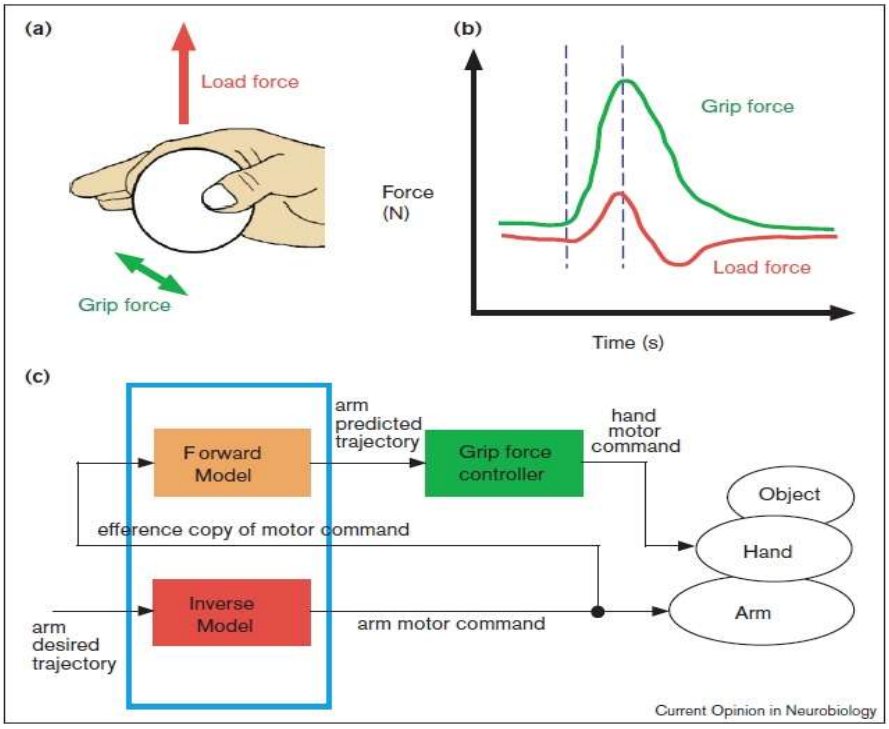

Figure 10 : Modèles internes pour le contrôle moteur et la planification de la trajectoire (Kawato, 1999)

Cette figure représente l'intérêt du concept des modèles internes pour comprendre les adaptations générées par le SNC lors de la manipulation d'un objet.

a) Illustration de l'expérience de manipulation d'objet. L'objet mesure la force de préhension tout au long du mouvement d'élévation.

b) Graphique représentant l'évolution des forces de serrage et de charge de l'objet soulevé en fonction du temps.

c) Représentation schématique de l'intervention des modèles internes dans la coordination du couple serrage/charge de l'objet.

(Fig. 10). Cette capacité d'anticipation est fondamentale à double titre ; en premier lieu, elle permet d'anticiper l'état du système biomécanique avant que les capteurs périphériques n'aient renvoyé une afférence indiquant un état inapproprié ou imprévu du système. Ceci permettant au SNC d'avoir en permanence une information en temps réel, sur l'état du système biomécanique non retardée par les délais de conduction nerveuse. De plus, elle permet de moduler la commande nerveuse initialement générée par le modèle inverse pour l'adapter aux conséquences futures qu'elle engendrerait sur le système biomécanique. Ainsi, en anticipant les conséquences perturbatrices de la commande motrice, cette modulation permet d'éviter les conséquences d'une correction trop tardive dépendante des délais de retour sensoriels, pouvant entraîner un danger ou bien un coût énergétique correctif supérieur (APC). Elle participe ainsi à la performance et à la stabilité du mouvement. En reprenant l'exemple précédant, en recevant la copie d'efférence du modèle inverse, le modèle prédictif peut prévoir la trajectoire future du bras, ses conséquences sur le poids relatif de l'objet et ainsi prédire la force de préhension minimale nécessaire pour soulever l'objet. Pour produire la force utile à la prise de l'objet au cours du temps, une commande motrice adaptée est envoyée aux muscles de la main (Fig. 11).

Ainsi, le SNC, en utilisant le modèle prédictif, génère une estimation de la position du point final du mouvement à partir du contexte environnemental lié au mouvement et une copie de la commande motrice. Cette estimation permet au SNC de connaître, avant l'exécution du mouvement, l'erreur associée à la commande initiale et de déclencher une modulation de la commande motrice en cours, sans attendre les afférences sensori-motrices (Desmurget et Grafton, 2000).

4.2. Modèle interne et contrôle postural

Dans les chapitres qui précèdent et plus précisément le chapitre relatif à l'équilibre statique, nous avons constaté que la posture était étroitement liée à l'équilibre statique, ce dernier étant soumis aux lois classiques de la mécanique formulées par Newton qui peuvent se résumer ainsi : en absence de toute perturbation extérieure, si la projection du CM au sol coïncide avec le CP, l'équilibre statique est assuré.

Cependant, en posture orthostatique, la projection du CM au sol est en avant de l'axe de rotation des chevilles et le maintien de l'équilibre impose une rigidité musculaire (fléchisseurs chevilles, soleus) induisant un moment de force opposé.

Mais la raideur, seule, des chevilles n'est pas en mesure de stabiliser l'équilibre du corps humain et ce dernier est soumis à des oscillations permanentes inhérentes aux perturbations de la posture et aux contre-perturbations générées par le système neuromusculaire. Ainsi donc, l'équilibre postural, nécessite un contrôle actif perpétuel du SNC pour maintenir cet équilibre pseudo-statique (Morasso et Sanguineti, 2002 ; Morasso et Schieppati, 1999).

Dans ce chapitre, nous allons aborder, à la lumière de la littérature existante, le rôle et les raisons du contrôle permanent, par le SNC, lié aux oscillations incessantes en posture érigée, constatées par de nombreux auteurs.

Les perturbations endogènes du corps humain (respiration, battements cardiaques, …) imposent l'intervention continue du SNC qui doit surveiller systématiquement les informations sensorielles afin de détecter, à l'avance, les événements qui pourraient exiger une compensation posturale et se solder par des écarts d'alignement CM / CP, plus ou moins importants. Les caractéristiques spécifiques des oscillations engendrées peuvent, à ce titre, fournir des indices prédictifs quant à l'obligation d'une intervention du SNC pour maintenir l'équilibre postural (Dakin et Bolton, 2018). Cet équilibre est qualifié de « stable » dès lors qu'après une oscillation,

le corps revient à sa position d'équilibre sans action de rattrapage, avec la projection du CM située à l'intérieur de la BS (Kuo, 1995; Murray et al., 1967). Le rôle joué par le SNC, dans la recherche permanente de l'équilibre postural « pseudo-statique », pourrait se situer dans la surveillance des paramètres (vitesse et position) de déplacement du CM. Les retours des boucles sensorielles permettraient au SNC de maintenir la vitesse de déplacement du CM proche de zéro, dans le but de limiter au maximum la quantité d'ajustement nécessaire au maintien de l'équilibre en posture orthostatique (Slobounov et al., 2009).

Cependant, certains auteurs (Morasso et Sanguineti, 2002 ; Morasso et Schieppati, 1999) ont montré qu'en présence des perturbations endogènes et exogènes subies par le corps humain en station debout, les retards de réponse en provenance des boucles de rétroactions sensori-motrices ne permettent pas, à elles seules, de maintenir l'équilibre. Ils suggèrent (Fig. 11) la mise en œuvre par le SNC de processus anticipateurs basés sur le concept de « modèle

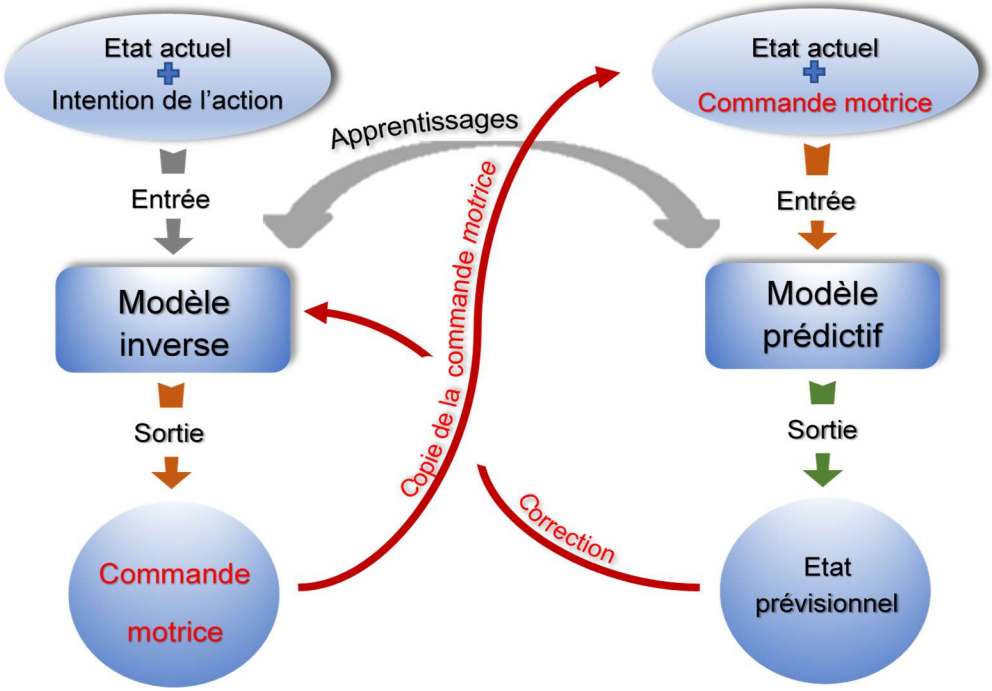

Figure 11 : Schématisation des modèles internes

Illustration des entrées et sorties des deux différents modèles internes d'après Kawato, 1999. Cette figure schématise les interactions possibles entre les deux modèles.

interne ». D'autres auteurs (Gatev et al., 1999 ; Carpenter et al., 2010) appuient cette idée en avançant l'hypothèse selon laquelle les oscillations permanentes seraient volontairement associées au maintien de l'équilibre postural. Potentiellement, le processus oscillatoire serait utilisé par le SNC pour explorer la réponse de la BS et impliquerait alors la mise en œuvre de modèles internes prédictifs, permettant d'ajuster ainsi en permanence, la commande motrice posturale sans risquer de rompre l'équilibre statique. Si ce concept a bien été confirmé par des travaux relativement récents (Gawthrop et al., 2014), il est cependant discuté par d'autres études (Elias et al., 2014) qui indiquent que le contrôle postural oscillatoire pourrait être produit par une interaction entre la moelle épinière et un influx sensoriel modulé, indépendant du SNC.

4.3. Modèle interne : coordination entre posture et mouvement

En situation dynamique, de la même façon qu'en posture orthostatique, le SNC intervient pour corriger, de manière anticipée, les conséquences perturbatrices engendrées par le mouvement focal. Ainsi, comme nous l'avons exposé dans un chapitre précédent, en vertu du principe de l'action et de la réaction (3ème loi de Newton), le mouvement focal, en raison de l'accélération d'un ou plusieurs segments corporels, génère des forces de réaction qui entraînent une perturbation de l'équilibre postural.

4.3.1. Tâche de pointage

Pour illustrer ceci, nous avions retenu l'exemple du mouvement du bras lors d'une tâche de pointage vers une cible (chapitre 2.1). Ce mouvement engendre des forces de réactions au niveau de l'épaule, transmises au reste du corps. Au début des années 1990 (Bouisset, 1991; Bouisset et Do, 2008; Bouisset et Zattara, 1987), le terme de « capacité posturo-cinétique » a été donné à cette aptitude que possède le SNC lui permettant de s'organiser de manière à ce que

ces forces de perturbations, induites par le mouvement volontaire, ne viennent perturber la stabilité posturale. Lors d'une tâche de pointage, les forces de réaction dirigées vers l'arrière et vers le bas, déséquilibrent le corps dans cette même direction (Bouisset et Zattara, 1987 ; 1981). De manière anticipée, le SNC intervient donc, grâce à la capacité posturo-cinétique, pour permettre la réalisation efficace de la tâche motrice ainsi Belenkii (1967) a montré l'existence d'activités musculaires anticipatrices générées par ce dernier (APA). Dans les années 2000, la transposition du prédicteur de Smith au contrôle moteur (Miall et Wolpert, 1996; Wolpert, 2007; Wolpert et al., 1998; Wolpert et Kawato, 1998) permet d'expliquer, par les modèles internes, cette capacité du SNC à s'organiser, de manière anticipée, pour s'adapter de la façon la plus efficiente, aux perturbations induites par le mouvement volontaire. En effet, le concept de modèle interne fournit un cadre théorique permettant d'expliquer les mécanismes qui sous-tendent les constats de cette capacité posturo-cinétique.

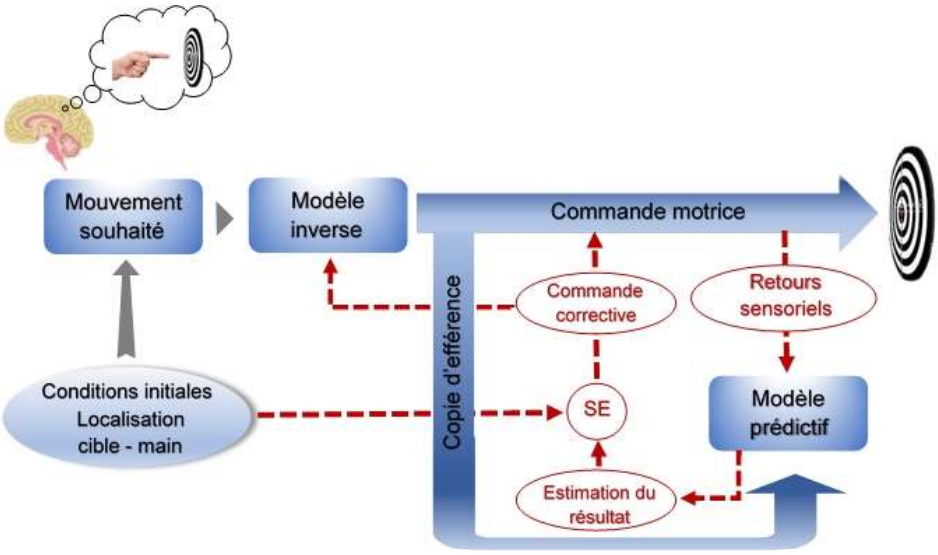

Figure 12 : Schéma du concept des modèles internes dans une tâche de pointage (schéma adapté de Desmurget et Grafton, 2000).

Partant de l'intention de l'action, la commande motrice, issue du modèle inverse, est initialement définie en fonction des emplacements respectifs de la main et de la cible. Au cours du mouvement, le modèle prédictif élabore la dynamique du mouvement. Ce modèle reçoit en entrée les retours sensoriels et une copie de la commande motrice et génère une estimation de la position du point final du mouvement en sortie. Cette estimation est comparée à l'emplacement réel de la cible. En cas de divergence, un signal d'erreur (SE) est généré, déclenchant une modulation de la commande moteur en cours, avant même que le début du mouvement ne soit exécuté.

La capacité de modélisation du modèle interne prédictif explique bien que l'exécution de ce mouvement rapide soit précédé d'APA (Desmurget et Grafton, 2000; Oguz et al., 2018), ajustés à la perturbation attendue (Aruin et Latash, 1995; Aruin et al., 1998; Bonnetblanc et al., 2004). En effet, la présence de ces APA nous informe clairement sur la capacité du SNC, à modéliser une contre perturbation anticipée via des structures neuronales, principalement situées dans le cervelet et apprenant par « essai-erreur » (Fig. 12). Ce modèle explicatif demeure conforme à ce que nous avions indiqué au chapitre 2.2 de ce cadre théorique avec le rôle « stabilisateur » des APA (Bouisset et Zattara, 1987 ; Lee et al., 1987) et leur rôle « facilitateur » (Lee et al., 1990).

4.3.2. Initiation de la marche

Dans le cadre de l'initiation de la marche, le mouvement focal du pas est aussi perturbateur de la posture initiale (risque de chute vers l'arrière et du côté oscillant). Les APA interviennent, dans ce cas, pour imprimer au CM une accélération vers l'avant et du côté de la jambe portante (Burleigh et al., 1994 ; Lepers et Brenière 1995), provoquant ainsi un impulsion « contrôlée » de déstabilisation du corps. Cette déstabilisation contrôlée s'explique bien par les modèles internes qui donnent la capacité au SNC de modéliser l'état sensori-moteur futur. Connaissant cet état futur, le SNC peut ainsi prendre la liberté de programmer des actions motrices déstabilisantes qui seront compensées par le mouvement volontaire, mais également utilisées pour soutenir la performance motrice. Ainsi, le processus de genèse des APA permet, de la même manière que pour le principe d'une tâche de pointage, de programmer la commande motrice adaptée, à l'intention du mouvement, en tenant compte de la future perturbation induite par la contrainte issue de ce dernier. Nous allons maintenant proposer, à partir des schémas de Desmurget et Grafton, 2000 (tâche de pointage), ainsi que Morasso et al., 1999 (contrôle

postural par les modèles internes), une illustration du rôle joué par les modèles internes dans la biomécanique de l'initiation de la marche (Fig. 13).

Dans le processus d'initiation de la marche (Fig. 13), l'intention du mouvement est de « faire un pas » de façon équilibrée (MS > 0). La commande motrice permettant de générer ce mouvement sera créée par le modèle inverse (exemple : contraction des muscles fléchisseurs de hanche, ilio-psoas). Une copie de cette efférence est envoyée au modèle prédictif qui, à partir de cette dernière ainsi que du contexte du mouvement, va estimer l'état sensori-moteur futur, une fois l'exécution du pas terminée (MS < 0). Cet état estimé étant un état de déséquilibre non-conforme à l'intention du mouvement, une nécessité de correction de la commande initiale est détectée. Cette correction est ensuite réintégrée par le modèle inverse qui va ajuster, adapter la commande motrice pour compenser cet écart (MS désirée ≠ MS estimée). Cette correction de commande est manifestée par les APA (exemple : contraction tibial antérieur et moyen fessier de la jambe oscillante). Une fois le pas effectué, les afférences périphériques multimodales sont intégrées selon une pondération Bayésienne (prise en compte de la variance du signal afférent) par le SNC de manière à déterminer l'équilibration réelle à la fin de l'exécution du pas (MS réel). Ce dernier, comparé à la MS estimée (modèle prédictif), participe à l'apprentissage et la correction des modèles internes ainsi que de la commande motrice (correction en ligne), (Desmurget et Grafton, 2000).

Le concept de modèle interne permet donc de comprendre l'existence d'une capacité posturo-cinétique dans la coordination posture/mouvement, aussi bien dans les mouvements à base posturale fixe (tâche de pointage) que dans les mouvements impliquant le corps entier (initiation de la marche). Ils permettent aussi d'expliquer l'adaptation de cette capacité posturo-cinétique (et des APA) en fonction du contexte et de l'intention du mouvement.

De plus, le concept de modèle interne permet d'expliquer également la gestion des contraintes (pression temporelle, obstacle). Grâce à cette capacité de prédiction les modèles internes compensent, dans la commande motrice initiale, les conséquences perturbatrices de ces contraintes imposées, qu'elles soient internes, modifiant l'intention du mouvement (pression temporelle) ou externes (franchissement d'obstacle).

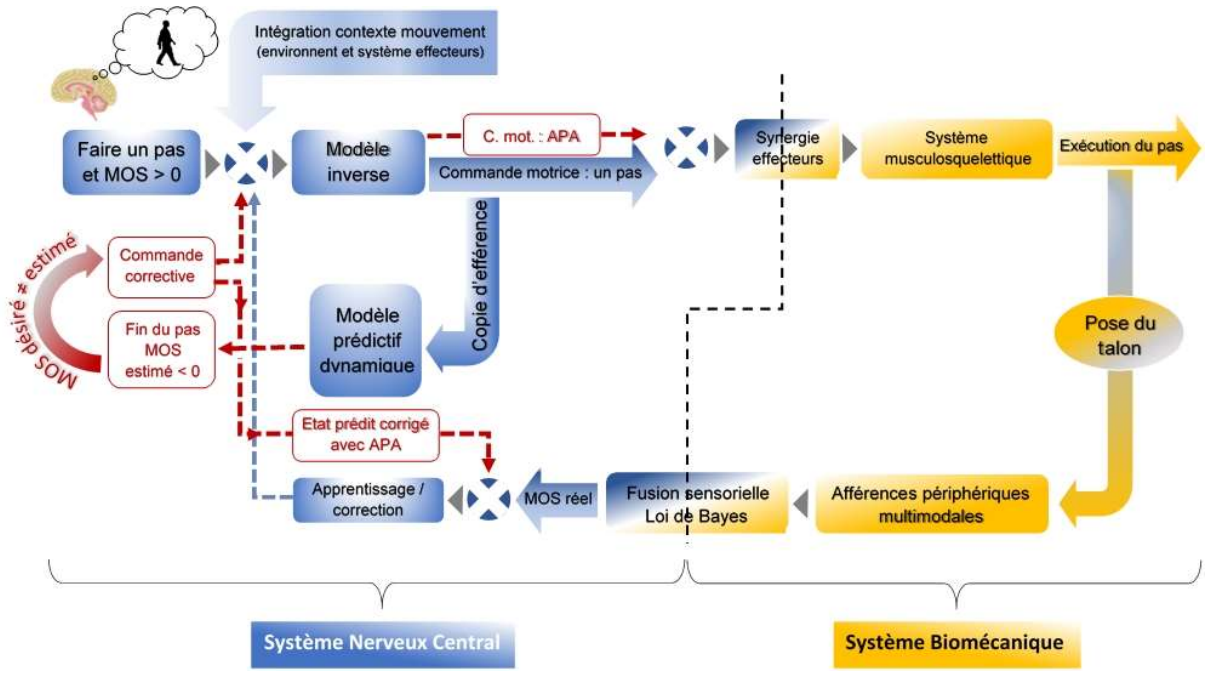

Figure 13 : Circuits simplifiés représentant le concept des modèles internes dans l'initiation de la marche (schéma adapté de Desmurget et Grafton, 2000 ; Morasso et al., 1999).

Selon l'hypothèse d'une approche modulaire du contrôle moteur (d'Avella et al., 2015; Haruno et al., 2003, 2001; Ingram et al., 2017; Kawato, 1999; Wolpert et al., 1998; Wolpert et Flanagan, 2010; Wolpert et Kawato, 1998), les adaptations aux contextes du mouvement ne seraient pas la conséquence de calculs complexes réalisés par le SNC. Au contraire, les modèles internes s'ajusteraient par « essai-erreur ». Cet apprentissage par la répétition, que l'on appelle apprentissage supervisé (Doya, 2000), a lieu dans les réseaux de neurones du cervelet, ce dernier jouant un rôle essentiel dans l'apprentissage moteur en construisant une estimation des conséquences sensorielles du mouvement (Brooks et al., 2015 ; Doya, 2000; Popa et Ebner,

2018). La littérature suggère que cette estimation est comparée aux retours du système somato-sensoriel pour calculer l'erreur de prédiction sensorielle et ainsi affiner les modèles internes en fonction du contexte du mouvement. Cette hypothèse soutient donc l'idée que pour un petit ensemble ou à chaque contexte de mouvement, correspond un modèle interne adapté que le SNC devra sélectionner avec un maximum de pertinence en fonction de l'environnement. La sélection du modèle interne adapté est dépendante du « repérage prédictif » opéré par le SNC grâce à ses interactions avec son environnement (d'Avella et al., 2015; Haruno et al., 2003; Ingram et al., 2017). Dakin et Bolton, 2018, rappellent que le « repérage prédictif » mis en œuvre par le SNC permet au cerveau de préparer différents modules de modèles internes lui permettent d'interagir de façon adaptée avec son environnement. Une fois préparés, ces modules pourront être utilisés en cas de besoin.

Dans le cadre de l'initiation de la marche sous contrainte (pression temporelle, franchissement d'obstacle), le SNC, ayant pris en compte les contraintes avec lesquelles il va devoir composer, va adapter la commande motrice en sélectionnant ou en affinant un modèle interne, en se basant sur ses expériences passées, de manière à réaliser le mouvement dans des conditions de performance et de stabilité optimales.

Partie 2 - Problématique et méthodologie générale

1. Problématique

L'initiation de la marche correspond à la période transitoire entre la posture debout et la marche stationnaire (e.g. Brenière et al., 1987). Il s'agit d'une tâche fonctionnelle classiquement utilisée dans la littérature pour investiguer la coordination entre la posture et le mouvement. L'initiation de la marche constitue une perturbation de la posture et de l'équilibre, et ce, en grande partie du fait de la réduction de la BS associée au décollement du pied oscillant (e.g. Yiou et al., 2017). Pour contrecarrer cette perturbation, mais aussi permettre de générer des forces propulsives permettant la progression du corps dans la direction désirée, le SNC développe des phénomènes dynamiques posturaux qui précèdent le décollement du pied oscillant, et qui correspondent aux APA. Lors de l'initiation de la marche, ces APA se manifestent par un déplacement du CP vers l'arrière et vers la jambe oscillante (e.g. Brenière et al., 1987, Yiou et al., 2017). Cette dynamique posturale permet d'impulser une vitesse au CM en sens opposé (i.e. vers l'avant et vers la jambe d'appui) suffisante pour maintenir la stabilité posturale lors de la phase pendulaire du pas où le corps, alors soumis à la gravité selon un modèle de pendule inversé, oscille autour du pied d'appui (Lyon et Day, 2005, 1997 ; Yiou et al., 2016).

Une des caractéristiques fondamentales des APA est leur adaptabilité aux contraintes spatiale ou temporelle appliquées au système postural, telles que l'augmentation de la vitesse de marche (Caderby et al., 2014), le port d'une charge additionnelle répartie de façon symétrique ou asymétrique par rapport à l'axe du corps (Caderby et al., 2013) ou encore la pression temporelle (Delval et al., 2005; Wang et al., 2006).

Cependant, à notre connaissance, aucune étude ne s'est intéressée à l'effet d'un cumul des contraintes temporelles et spatiales sur l'organisation biomécanique de l'initiation de la

marche, ou n'a fait varier de façon systématique le « niveau » de contrainte spatiale (exogène ou endogène) imposée au système postural. C'est le cas par exemple lorsque les sujets sont amenés à enjamber un obstacle de profondeur et de hauteur changeantes. En effet, le franchissement de l'obstacle se présente comme une contrainte spatiale exogène ayant pour effet d'augmenter la durée d'exécution du pas et donc, potentiellement, l'instabilité posturale. La manipulation expérimentale de la pose du pied au sol (pose « d'attaque » en pointe ou en talon) correspond à une contrainte spatiale endogène susceptible d'influencer la biomécanique de l'initiation de la marche.

Comme il a été dit précédemment, le SNC utilise des modèles internes pour coordonner le passage de la posture au mouvement (Miall et Wolpert, 1996; Wolpert, 2007; Wolpert et al., 1998; Wolpert et Kawato, 1998). Ceci nous permet de penser que grâce à cette capacité de modélisation affinée au cours des différents apprentissages moteurs par essais-erreurs, le SNC, anticipant les conséquences sensorimotrices du mouvement désiré, sous contraintes imposées, adaptera précisément la biomécanique de l'initiation de la marche à la pression temporelle, au franchissement de l'obstacle et à la pose du pied qui lui seront imposées, dans le but de maintenir la performance motrice et la stabilité inchangées.

L'objectif principal de cette thèse est d'investiguer l'organisation biomécanique de l'initiation de la marche lors de l'application cumulée d'une contrainte temporelle et de contraintes spatiales endogène (pose du pied) et exogène (enjambement d'obstacle).

L'hypothèse générale est que le système postural, chez le jeune adulte sain, est capable de s'adapter à l'augmentation des contraintes spatiales et temporelles qui lui sont imposées expérimentalement, de manière à maintenir un niveau de performance motrice et de stabilité invariants. Trois études ont été réalisées pour tester cette hypothèse générale auxquelles s'est ajoutée une étude de validation de mesure de la BS.

L'objectif de la première étude était d'analyser l'effet de la pression temporelle (situation de temps de réaction vs. auto-initiée) et de la présence (ou non) d'un obstacle à franchir sur l'organisation biomécanique de l'initiation de la marche, réalisée à vitesse maximale. Il s'agissait de savoir spécifiquement comment le SNC s'adaptait à ces deux types de contraintes, de manière indépendante, mais aussi en cumulant les deux contraintes. Les hypothèses étaient les suivantes : 1) durée des APA est réduite en condition de pression temporelle forte. Cette réduction est compensée par une augmentation de l'amplitude des APA ; 2) le franchissement de l'obstacle entraîne une augmentation de l'amplitude des APA ML en adéquation avec l'augmentation de la durée de la phase pendulaire.

Dans l'étude précédente, nous avons constaté que la présence de l'obstacle augmentait le temps de la phase pendulaire et par conséquent augmentait l'amplitude des APA ML, sans savoir si le SNC modifiait la programmation des APA de manière indépendante ou parfaitement proportionnée à la quantité de contrainte spatiale. Pour cela, dans l'étude suivante, nous avons fait varier les caractéristiques de l'obstacle de façon à vérifier si le SNC prenait en compte ces caractéristiques dans la programmation des APA.

L'objectif de la deuxième étude était donc d'analyser l'effet de la pression temporelle (temps de réaction vs. auto initiée) et de l'augmentation de la hauteur et de la distance de l'obstacle à franchir (3 niveaux de hauteur et distance normalisés par rapport à la taille du sujet), sur l'organisation biomécanique de l'initiation à la marche à vitesse maximale. Il s'agissait de savoir spécifiquement comment le SNC s'adaptait à ces deux types de contraintes, de manière indépendante et cumulés mais surtout, à l'augmentation de la hauteur et de la distance de l'obstacle. Les hypothèses étaient les suivantes : 1) la durée des APA est réduite en condition de pression temporelle forte. Cette réduction est compensée par une augmentation d'amplitude des APA ; 2) l'amplitude des APA ML augmente en adéquation avec la durée de la phase

pendulaire laquelle dépend de la hauteur de l'obstacle, tandis que l'amplitude des APA AP augmente en fonction de la distance de l'obstacle à franchir. Pour tester ces hypothèses et appuyer l'importance des APA dans le maintien de la stabilité, nous avons utilisé un modèle mécanique formalisant la trajectoire du CM lors de l'initiation de la marche.

Dans l'étude précédente, nous avions mis en évidence que lorsque la distance de l'obstacle augmentait, les sujets attaquaient plus fréquemment le sol avec l'avant-pied. Pour une distance de 10% de la taille du sujet, nous constations 6,7% d'attaque avant-pied, tandis que pour une distance de 30% de la taille du sujet, nous constations 20,7% d'attaque avant-pied. Etant donné que l'attaque avant-pied n'est pas décrite dans la littérature relative à l'initiation de la marche, nous avons voulu savoir quel pouvait être l'impact de ce type d'attaque de pied sur la biomécanique de l'initiation de la marche.

L'objectif de la troisième étude consistait donc à analyser l'effet du type de pose de pied (avant ou arrière-pied) sur l'organisation biomécanique de l'initiation de la marche, lors du franchissement d'un obstacle, d'une hauteur et d'une distance importante (hauteur 10% et longueur 30% de la taille du sujet). Cette étude se proposait donc de répondre à la question de savoir quel était l'impact du type de pose de pied sur les APA, l'équilibration, les mécanismes de freinage et d'absorption des forces de réaction du sol sur l'axe vertical. L'hypothèse était que la pose avant-pied permettrait de développer moins d'APA ML, moins de freinage, tout en permettant une meilleure équilibration et une meilleure absorption des forces d'impact verticales.

L'objectif de la quatrième étude était de valider la mesure des dimensions de la BS (correspondant à la largeur et à la longueur du pas) à l'aide d'une plateforme de force, en prenant pour « gold standard » le système VICON. Notre hypothèse était qu'en utilisant les données de la plateforme de force pour calculer la position du CP au moment des appuis

unipodaux de chaque pied, la marge d'erreur mise en évidence à l'aide de la méthode Bland et Altman serait acceptable. Cette étude a permis de montrer qu'il était possible de déterminer avec fiabilité et précision la BS et donc la MS (« margin of dynamic stability » des anglo-saxons) au moyen d'une plateforme de force.

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 de 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. Les matériels

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 de la mécanique pour calculer sur la base des données enregistrées sur la plateforme de force, l'accélération du CM ainsi que les positions instantanées du CP. Chacun

de ces paramètres est une expression globale propre du mouvement. Le CM 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 ; le CP 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 sur les points d'appui 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 CM avec une précision que ne peuvent atteindre la plupart des autres systèmes d'analyse du mouvement.

2.2.1. Plateforme de force

La marche commençait sur une plateforme de force (600-1200 mm, AMTI, Watertown, MA, USA) située au tout début de la zone de marche de cinq mètres de longueur, plateforme incluse (Fig. 14).

La plateforme de force était intégrée à la piste et était suffisamment grande pour permettre aux participants de pouvoir poser systématiquement le pied mobile à la fin du mouvement. Après avoir franchi l'obstacle, les participants marchaient jusqu'au bout de la piste, puis restaient immobiles pendant quelques secondes avant de revenir à leur position de départ.

L'obstacle était constitué d'une baguette de bois légère (longueur : 65 cm et diamètre : 1 cm), reposant sur deux supports réglables en hauteur. Les orteils du participant ont servi de point de référence pour positionner l'obstacle à différentes distances. Les données cinématiques et cinétiques ont été collectées simultanément à une fréquence de 500Hz. L'acquisition des

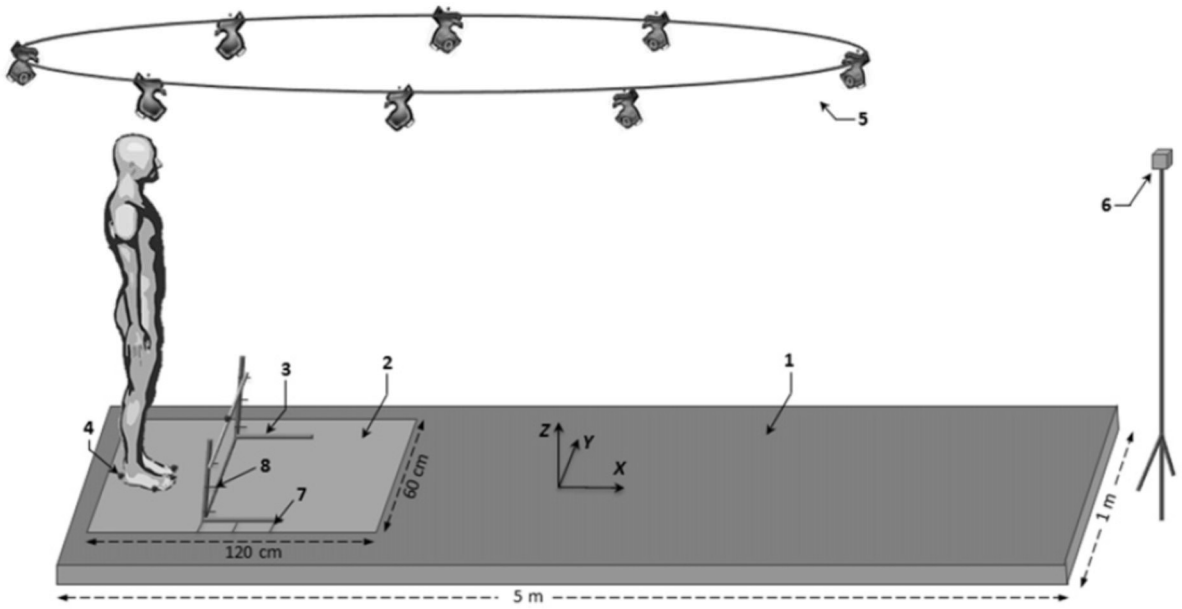

Figure 14 : Illustration schématique du système expérimental utilisé

1-Piste de déplacement ; 2-plateforme de force ; 3-obstacle ; 4-marqueur réfléchissant ; 5-camera VICON ; 6-cible visuelle ; 7-distance de l'obstacle ; 8-hauteur de l'obstacle

données et l'affichage des stimulis étaient contrôlés par un programme personnalisé écrit en Matlab TM (R2009b, TheMathWorks Inc., Natick, MA, États-Unis).

Notons ici que « x » représente la direction antéropostérieure, « y » la direction médiolatérale, et « z » la direction verticale. Six variables mécaniques ont donc été enregistrées : Fx, Fy, Fz, Mx, My, Mz. Le déplacement antéropostérieur et médiolatéral du CP est calculé sur la base de ces forces et moments (Brenière et al., 1987 ; Lepers et Brenière, 1995 ; McIlroy et Maki 1999).

2.2.2. Système de capture du mouvement

D'autres outils expérimentaux comme des systèmes de capture de mouvement de type VICON 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, marge de sécurité, largeur du pas, etc.). Des repères cutanés réfléchissants (9 mm de diamètre) ont été

placés bilatéralement au niveau de l'hallux (marqueur d'orteil), de la tête du cinquième métatarsien (marqueur métatarsien), du calcanéum postérieur (marqueur du talon) et au milieu du sommet de l'obstacle (marqueur d'obstacle). Un système de capture de mouvement AV8i VICON huit-cameras (Mcam2) (Oxford Metrics Ltd., UK) doté de 64 canaux analogiques a été utilisé pour enregistrer le mouvement des balises au pied et détecter la position de l'obstacle.

2.2.3. Protocole

Le protocole expérimental était globalement le même dans les différentes études. Les sujets se tenaient initialement debout, pieds nus, sur la 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. La position des pieds était notée sur la plateforme de forces 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 (condition auto-initiée) ou le plus rapidement possible au signal de l'expérimentateur (condition de pression temporelle). Puis les sujets continuaient à marcher vers l'avant jusqu'à la fin de la piste de marche. En condition auto-initiée, 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.

2.2.4. Analyse des données

Avant l'analyse des données, l'enregistrement des signaux issus de la plateforme de force est effectué à l'aide d'une carte d'acquisition de conversion analogique/digitale, pilotée par un micro-ordinateur grâce au logiciel d'acquisition MATLAB (Version v2009r). Le logiciel de traitement des signaux employé est MATLAB (Version v2009r).

2.2.4.1. Le centre de pression

Les coordonnées du CP selon la direction antéropostérieure (xCOP) et médiolatérale (yCOP) ont été calculées à partir des données de plateforme de forces en utilisant les formules suivantes (Fig. 15) :

$$\mathrm{xCOP} = \frac{-\mathrm{My} + \mathrm{Fx} \times \mathrm{dz}}{\mathrm{Fz}}$$

$$\mathrm{yCOP} = \frac{\mathrm{Mx} + \mathrm{Fy} \times \mathrm{dz}}{\mathrm{Fz}}$$

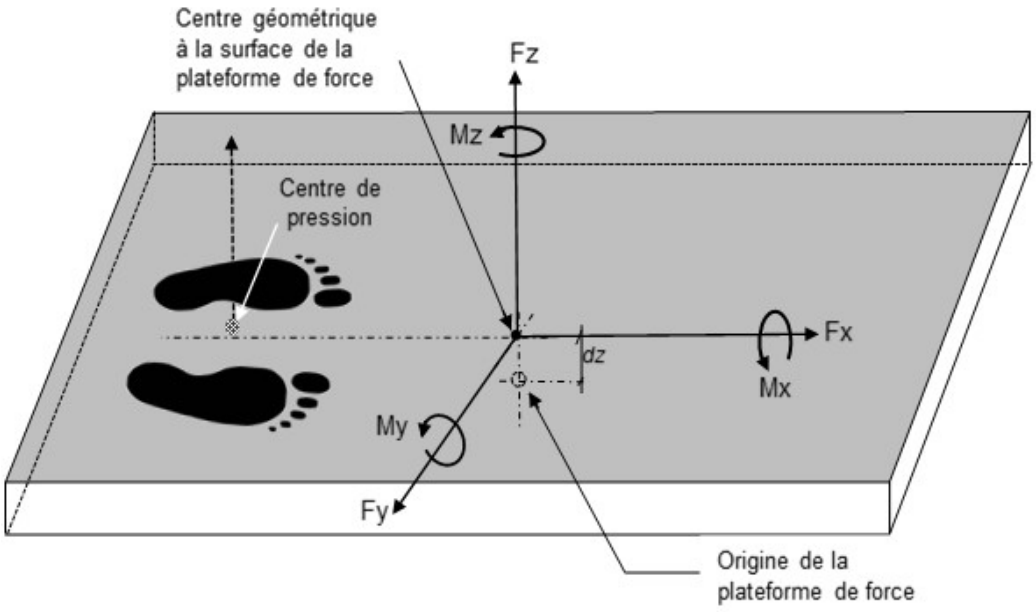

Figure 15 : Représentation schématique de la plateforme de force

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.

2.2.4.2. Le centre de masse

Les accélérations instantanées du CM dans les directions antéropostérieure (x"CM) et médiolatérale (y"CM) 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 CM selon les directions antéropostérieure (x'CM) et médiolatérale (y'CM) ont été déterminées en intégrant numériquement l'accélération correspondante du CM par la méthode des trapèzes (Winter et Patla, 1997). Le déplacement médiolatéral du CM (yCM) a été calculé par une intégration numérique (méthode des trapèzes) de la vitesse médiolatérale du CM. Le calcul des vitesses et du déplacement du CM a été réalisé avec une constante d'intégration nulle, c'est-à-dire que les vitesses et le déplacement du CM ont été considérés nuls à l'instant initial (Brenière et al., 1987). Par convention, la vitesse et le déplacement du CM et du CP ont été considérés positifs quand ils étaient dirigés vers l'avant et vers la jambe oscillante.

2.2.4.3. Les événements temporels

Les données provenant de la plateforme de force ont été utilisées pour identifier les événements temporels caractéristiques 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 connu pour différer selon la direction antéropostérieure ou médiolatérale considérée (Lin et Yang, 2011), les instants du début des APA antéropostérieurs ($t0_{AP}$) et du début des APA médiolatéraux ($t0_{ML}$) ont été identifiés séparément. Les instants $t0_{AP}$ et $t0_{ML}$ ont été déterminés respectivement lorsque les accélérations antéropostérieure et médiolatérale du CM dépassaient de 2 écarts-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).

2.2.4.4. Les paramètres calculés

Les grandeurs biomécaniques classiques associées à l'initiation de la marche ont été calculées dans l'ensemble des études. 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 antéropostérieur, correspondant à la durée entre les premières variations de l'accélération du CM dans la direction antéropostérieure ($t0_{AP}$) et le décollement du talon oscillant ;

- la durée des APA médiolatéraux, i.e. la durée entre les premières variations de l'accélération médiolatérale du CM ($t0_{ML}$) et le décollement du talon oscillant ;

- La durée d'exécution du pas : durée entre le décollement du talon et le contact du pied oscillant avec le sol.

Les paramètres spatiaux qui ont été calculés dans chaque étude sont les suivants :

- Les positions antéropostérieure et médiolatérale initiales du CM durant la posture debout statique, estimées en moyennant respectivement les positions antéropostérieures et médiolatérales du CP sur les premières 250 millisecondes d'enregistrement durant lesquelles le sujet était immobile (McIlroy et Maki, 1999) ;

- Le recul maximal du CP durant les APA, caractérisant l'amplitude des APA selon cet axe ;

- Le pic de déplacement médiolatéral du CP vers la jambe oscillante durant les APA, caractérisant l'amplitude des APA selon cet axe ;

- Les vitesses antéropostérieure et médiolatérale du CM à l'instant du décollement du talon oscillant ;

- Les vitesses antéropostérieure et médiolatérale du CM au moment du contact du pied oscillant avec le sol ;

- Le pic de vitesse antéropostérieure du CM à la fin du premier pas (x'CMmax), 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 à partir du système de capture du mouvement VICON.

En plus des paramètres cités, d'autres paramètres ont été spécifiquement déterminés dans certaines expériences. Ils seront présentés dans la partie méthodologique des études concernées.

Partie 3 - Présentation des travaux

Etude 1 : Influence de la contrainte de pression temporelle sur l'organisation biomécanique de l'initiation de la marche réalisée avec ou sans obstacle à franchir

Cette étude a donné lieu à la publication suivante :

Influence of temporal pressure constraint on the biomechanical organization of gait initiation made with or without an obstacle to clear. Exp Brain Res 234, 1363-1375. https://doi.org/10.1007/s00221-015-4319-4

Yiou, E., Fourcade, P., **Artico, R.**, Caderby, T., 2016.

Résumé

Cette étude visait à explorer l'influence d'une contrainte temporelle juxtaposée à une contrainte spatiale sur la stabilité posturale et la performance motrice d'une tâche d'initiation de la marche. Dix participants, tous jeunes et sains, ont réalisé des séries d'initiation de la marche à vitesse maximale sous deux conditions de contrainte temporelle : contrainte temporelle faible (CTF-) et contrainte temporelle forte (CTF+). En condition CTF-, le départ de l'initiation de la marche était auto-initié ; en condition CTF+, le départ de l'initiation de la marche était déclenché par un signal impératif (signal « GO »). Dans chacune de ces conditions, l'initiation de la marche a été réalisée *avec* et *sans* contrainte spatiale (obstacle à franchir, placé en début de piste devant les participants). Les résultats ont montré que la durée des ajustements posturaux anticipateurs (APA) était plus courte et que leur amplitude était plus importante en condition CTF+, comparée à la condition CTF-. Cette plus grande amplitude des APA permettait aux participants d'atteindre une stabilité posturale et une performance motrice équivalentes dans les deux conditions de pression temporelle. Les résultats ont également montré que la durée de la phase d'exécution du pas était considérablement augmentée en

condition avec obstacle par rapport à la condition sans obstacle, augmentant ainsi l'instabilité potentielle. Cette instabilité n'était cependant pas augmentée, probablement grâce à l'augmentation concomitante de l'amplitude des APA. Ces résultats mettent en évidence l'adaptabilité du système postural aux contraintes temporelles et spatiales qui lui sont imposées. Ces résultats acquis chez le jeune adulte sain, constituent une base pertinente qui nous permettra de mieux comprendre l'étiologie des troubles de l'équilibre associés au risque de chute chez les personnes fragiles posturo-déficientes (e.g. les personnes âgées et les patients atteints de la maladie de Parkinson).

Exp Brain Res
DOI 10.1007/s00221-015-4319-4

RESEARCH ARTICLE

Influence of temporal pressure constraint on the biomechanical organization of gait initiation made with or without an obstacle to clear

Eric Yiou[1] · Paul Fourcade[1] · Romain Artico[1] · Teddy Caderby[2]

Received: 5 January 2015 / Accepted: 8 May 2015
© Springer-Verlag Berlin Heidelberg 2015

Abstract Many daily motor tasks have to be performed under a temporal pressure constraint. This study aimed to explore the influence of such constraint on motor performance and postural stability during gait initiation. Young healthy participants initiated gait at maximal velocity under two conditions of temporal pressure: in the low-pressure condition, gait was self-initiated (self-initiated condition, SI); in the high-pressure condition, it was initiated as soon as possible after an acoustic signal (reaction-time condition, RT). Gait was initiated with and without an environmental constraint in the form of an obstacle to be cleared placed in front of participants. Results showed that the duration of postural adjustments preceding swing heel-off ("anticipatory postural adjustments", APAs) was shorter, while their amplitude was larger in RT compared to SI. These larger APAs allowed the participants to reach equivalent postural stability and motor performance in both RT and SI. In addition, the duration of the execution phase of gait initiation increased greatly in the condition with an obstacle to be cleared (OBST) compared to the condition without an obstacle (NO OBST), thereby increasing lateral instability and thus involving larger mediolateral APA. Similar effects of temporal pressure were obtained in NO OBST and OBST. This study shows the adaptability of the postural system to temporal pressure in healthy young adults initiating gait. The outcome of this study may provide a basis for better understanding the aetiology of balance impairments with the risk of falling in frail populations while performing daily complex tasks involving a whole-body progression.

Keywords Postural stability · Motor performance · Temporal pressure · Anticipatory postural adjustments · Gait initiation

✉ Eric Yiou
eric.yiou@u-psud.fr

[1] CIAMS Laboratory, EA 4532, UFR STAPS, University of Paris-Sud, Orsay, France

[2] DIMPS Laboratory, EA 4075, UFR STAPS, University of La Réunion, Saint-Denis, France

Introduction

Gait initiation, the transient period from an upright stance to steady-state walking, is a classical paradigm for studying the coordination between posture, equilibrium and movement. It is composed of a postural phase ending at swing heel-off, during which dynamic phenomena called "anticipatory postural adjustments" (APAs) are developed, followed by step execution phase ending at the time when the swing foot touches the ground (Brenière et al. 1987). APAs associated with gait initiation are typically manifested as a backward and lateral centre-of-pressure shift towards the swing-leg side, which promotes centre-of-mass acceleration in the opposite direction, i.e. forwardly and towards the stance-leg side (Brenière et al. 1987; Brunt et al. 1991; Jian et al. 1993; Elble et al. 1994). APA dynamics along the mediolateral direction are known to be predictive of postural stability reached at the end of gait initiation (Lyon and Day 1997; McIlroy and Maki 1999; Caderby et al. 2014), while APA dynamics along the anteroposterior direction are predictive of motor performance, in terms of step length and peak centre-of-mass velocity (Brenière et al. 1987; Brenière and Do 1991; Lepers and Brenière 1995). Therefore, any factor affecting the capacity to generate convenient APA may potentially affect both postural stability and motor performance.

Published online: 20 May 2015

A temporal pressure constraint is known to influence the temporo-spatial features of APA. Specifically, the duration of APA associated with a voluntary arm movement such as shoulder flexion (De Wolf et al. 1998; Nougier et al. 1999) or ball throwing (Ilmane and LaRue 2008) has been shown to be shortened under a condition with high temporal pressure, i.e. when participants have to initiate the task as soon as possible after an imperative "go" signal (referred to as a "reaction-time condition") as compared to a low temporal pressure condition, i.e. when participants initiate the task only when they feel ready (referred to as a "self-initiated condition"). A similar effect of temporal pressure has been reported for tasks involving leg movements such as leg flexion from the erect posture (Yiou et al. 2012b, 2014; Hussein et al. 2013) or gait initiation (Dibble et al. 2004; Delval et al. 2005; Wang et al. 2006). During rapid leg flexion from the erect posture, this shortening of APA duration in the condition with high temporal pressure is compensated by an increase in the anticipatory centre-of-pressure shift towards the swing-leg side so that participants can displace their centre of mass towards the stance-leg side more rapidly (Yiou et al. 2012b, 2014; Hussein et al. 2013), maintaining stability in the final unipodal posture. In addition, performance of the focal movement (maximal leg flexion velocity) remained unchanged as compared to the condition with low temporal pressure. The question of whether the central nervous system is able to develop a similar adaptive strategy during more functional and more complex tasks involving a whole-body progression such as in gait initiation remains to be clarified.

During step initiation as quickly as possible, Wang et al. (2006) reported that the peaks of both the anticipatory mediolateral and backward centre-of-pressure shifts increased when participants performed the task in a reaction-time versus self-initiated condition. However, these authors did not investigate whether these changes in APA amplitude influenced postural stability and/or step performance. Delval et al. (2005) reported a shortening of APA duration when gait initiation was triggered in a reaction-time versus self-initiated condition. For Wang et al. (2006), this shortening was accompanied by an increase in the anticipatory backward centre-of-pressure shift. This increase was, however, not completely sufficient to allow participants to reach equivalent motor performance as in the self-initiated condition. It is noteworthy that the speed instruction provided in this study was to step "rapidly" and not "as quickly as possible" as in previous studies in the literature (Dibble et al. 2004; Wang et al. 2006), which may have masked the true potential of adaptation of APA to temporal pressure. Indeed, the participants may not have developed their maximal effort to reach equivalent motor performance.

In contrast to Wang et al. (2006) and to the studies reported above on leg flexion (Yiou et al. 2012b, 2014; Hussein et al. 2013), Delval et al. (2005) further showed that the decrease in APA duration was not accompanied by an increase in the anticipatory mediolateral centre-of-pressure shift. As stressed by Delval et al. (2005), this discrepancy with the literature might originate from a difference in the way these authors analysed the experimental data. Specifically, these authors did not consider peaks of centre-of-pressure shifts to quantify APA amplitude as is classically done in the literature on gait initiation (e.g. Brenière et al. 1987; Crenna and Frigo 1991; Yiou et al. 2011b; Caderby et al. 2013), rather centre-of-pressure values at the end of APA, i.e. at swing heel-off. Thus, APA amplitude was probably underestimated, making comparison with other studies difficult. In addition, this study did not address the question of whether postural stability was influenced by temporal pressure. While a decline in motor performance may not be dramatic in most daily situations, the maintenance of postural stability, especially along the mediolateral direction, may be critical for body integrity. Indeed, a decline in the control of mediolateral stability is considered a major cause of falling in frail subjects such as the elderly (Maki 1997; Robinovitch et al. 2013), and falls along this direction are seen as a major risk of hip fracture (Smeesters et al. 2001; Kannus et al. 2006).

Hence, the goal of the present study was to investigate the influence of temporal pressure on the biomechanical organization of gait initiation. Gait was initiated in a condition with or without a temporal pressure constraint and with or without an environmental constraint in the form of an obstacle to be cleared placed in front of the participants. The presence of an obstacle to be cleared has been shown to increase the duration of the execution phase of gait initiation (Brunt et al. 1999, 2005; Kim and Brunt 2009) and stepping initiation in reaction to rapid surface translation ("compensatory stepping initiation"; Zettel et al. 2002a, b), thereby potentially increasing mediolateral instability. In the present study, the condition with an obstacle to be cleared was thus used to further challenge the postural balance system, especially in the condition with a high temporal pressure. To date, very few studies focused on the effect of an obstacle to be cleared on the gait initiation process (Brunt et al. 1999, 2005; Kim and Brunt 2009). Brunt et al. (1999) showed that the duration of APA and the peak of anteroposterior ground reaction forces applied to the stance leg (this peak was reached at swing toe-off) were reduced in the obstacle condition compared to the no-obstacle condition. However, these studies could not investigate the relationship between centre-of-pressure and whole-body centre-of-mass as only the ground reaction forces applied to one single limb were recorded during APA. In addition, these studies did not investigate the influence of the

obstacle to be cleared (or the influence of the temporal pressure) on the control of mediolateral balance and motor performance. Of particular interest, during compensatory stepping initiation, Zettel et al. (2002a, b) showed that the central nervous system anticipates the potential instability associated with obstacle clearance by increasing the amplitude of the mediolateral centre-of-pressure shift so as to maintain balance at swing foot-contact.

Based on this literature review, it can be expected that the temporal pressure will induce an increase in the mediolateral centre-of-pressure shift during APA and that this increase will be exacerbated in the presence of an obstacle to be cleared. Now, because the centre-of-pressure shift is limited by the size of the base of support, it can be questioned whether such a shift is "physically" possible when participants have to clear the obstacle under high temporal pressure. If the amplitude of the mediolateral APA cannot be increased enough to compensate for the shortening of APA duration, a strategy of increasing step width might then be necessary to maintain postural stability (Zettel et al. 2002a, b; Caderby et al. 2014).

The three following hypotheses were tested: (1) the duration of APA associated with gait initiation made with or without an obstacle is shortened under high temporal pressure compared to low temporal pressure. In contrast, the amplitude of APA (in terms of peak centre-of-pressure shift along the anteroposterior and mediolateral direction) is increased to compensate for APA shortening; (2) in the absence of the obstacle, this increase in APA amplitude is sufficient to keep both postural stability and motor performance unchanged compared to low temporal pressure condition; (3) as for the temporal pressure constraint, the presence of the obstacle (considered as an environmental constraint) induces an increase in the mediolateral APA amplitude. It follows that, due to base of support boundaries, a sufficient increase in the mediolateral centre-of-pressure shift during APA may not be "physically" possible when participants have to clear the obstacle under high temporal pressure. If so, a strategy of increasing step width may then be necessary to maintain stability.

Materials and methods

Participants

Ten healthy subjects participated in the experiment (eight males and two females, age 23 ± 4 years [mean ± SD], height 175 ± 8 cm and weight 70 ± 11 kg). All were free of any known neuromuscular disorder. All participants gave written informed consent after being instructed as to the nature and purpose of the experiment which was approved by the institutional review board. The study conformed to the standards set by the Declaration of Helsinki.

Experimental protocol

Each participant performed series of gait initiation with their preferred limb in two blocks of conditions: a reaction-time and a self-initiated block. In each block, gait was initiated at maximal velocity, under two conditions of environmental constraint, i.e. in the presence (obstacle condition) or absence (no-obstacle condition) of an obstacle placed in front of the participant. Ten trials were performed in each condition of temporal pressure and environmental constraint ($N = 40$ trials). These conditions were randomized across participants to avoid ranking effects. Three minutes of rest was imposed between two successive conditions to avoid fatigue effects. Two familiarization trials were conducted in each condition (not recorded).

In the reaction-time block, the participants initiated gait "as soon as possible" after an acoustic signal was delivered by the experimenter. In the self-initiated block, the participants were instructed to initiate gait only when they felt ready after receiving an "all set" signal; it was made clear to them that the "all set" signal was not a "go" signal and that they could take as much time as they needed to prepare their movements and to perform the movement only when they felt ready. In each condition, the participants initially stood upright with their feet shoulder-width apart, their arms hanging loosely alongside their body and their body weight evenly distributed between their legs. These points were checked visually by the experimenters. The boundaries of each foot in the initial posture were marked on the force plate on which the subjects stood. The experimenters asked the participants to systematically position their feet inside these marks in the initial posture. They directed their gaze ahead towards a target (4 cm in diameter) placed at eye level 5 m in front of the participants. The participants were repeatedly reminded of the task constraint instructions.

In each condition, gait was initiated on a force plate (600 × 1200 mm, AMTI, USA) located at the beginning of a 5-m track (Fig. 1). The force plate was embedded in the track and was large enough so that each participant's swing foot systematically landed on it at the end of gait initiation. The participants walked to the end of the track at the instructed velocity and then stood immobile for a few seconds before returning comfortably to their initial posture. In the conditions with an environmental constraint, the obstacle to be cleared was a 20 cm high × 2 cm deep × 60 cm wide polystyrene block placed at a 20 % body height distance from the participant. The participant's toes served as the reference point for positioning the obstacle. In the no-obstacle condition, the participants fixed their gaze towards the target placed in front of them until reaching the end of the track, while in the obstacle condition they were allowed to glance at the obstacle before stepping over it.

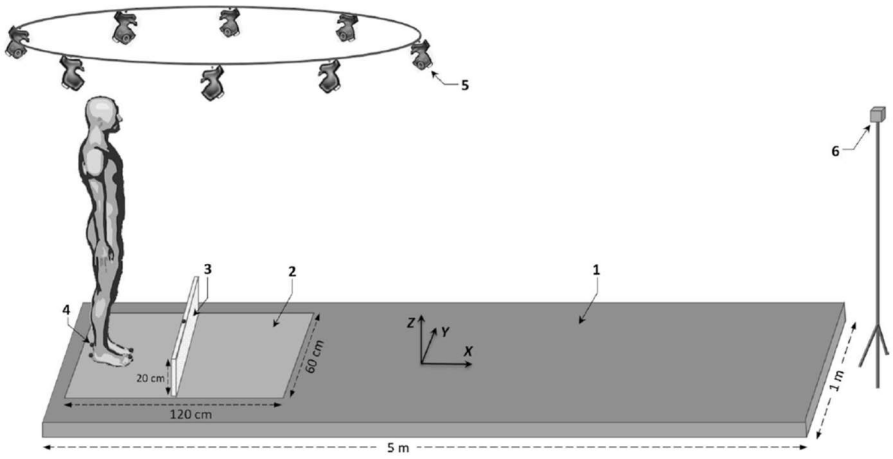

Fig. 1 Schematic illustration of the experimental set-up. Key: (*1*) walkway; (*2*) force plate; (*3*) obstacle; (*4*) reflective marker; (*5*) VICON camera; (*6*) visual target

Reflective skin markers (9 mm in diameter) were placed bilaterally at the hallux (toe marker), at the posterior calcaneus (heel marker) and at the middle of the top of the obstacle (obstacle marker; Fig. 1). A V8i VICON eight-camera (Mcam2) motion capture system (Oxford Metrics Ltd, UK) with 64 analogue channels was used to record heel and toe movement and to detect the position of the obstacle. Kinematic and kinetic data were collected simultaneously at a rate of 500 Hz. Data acquisition and stimulus display were controlled by a custom-made program written in Matlab™ (version 5.3 (R11), The MathWorks Inc., USA).

Data analysis

Kinematic and force plate data were low-pass-filtered using a Butterworth filter with a 15-Hz (Mickelborough et al. 2000) and a 10-Hz (Caderby et al. 2014) cut-off frequency, respectively. The mediolateral (yP) and anteroposterior (xP) coordinate of the centre of pressure were computed from force plate data as follows:

$$\mathrm{yP} = \frac{\mathrm{Mx} + \mathrm{Fy} \times dz}{\mathrm{Fz}}$$

$$\mathrm{xP} = \frac{-\mathrm{My} + \mathrm{Fx} \times dz}{\mathrm{Fz}}$$

where Mx and My are the moment around the anteroposterior and mediolateral axes, respectively; Fy, Fx and Fz are the mediolateral, anteroposterior and vertical ground reaction forces, respectively; *dz* is the distance between the surface of the force plate and its origin.

Instantaneous acceleration of the centre of mass along the anteroposterior and mediolateral axes was determined from the ground reaction force according to Newton's second law. Centre-of-mass velocity and displacement were computed by successive numerical integration of centre-of-mass acceleration using integration constants equal to zero, i.e. initial velocity and displacement null (Brenière et al. 1987).

The following instants were determined from biomechanical traces (Fig. 2): gait initiation onset (t_0), swing heel-off, swing foot-off and swing heel-contact. Two t_0 times were estimated, one for the mediolateral axis and one for the anteroposterior axis. The t_0 times corresponded to the instants when the yP or xP trace deviated 2.5 standard deviations from its baseline value (Caderby et al. 2014). Swing heel-off and toe-off corresponded to the instants when the vertical position of the swing heel marker and the anterior position of the toe marker increased by 3 mm from their position in the initial static posture. Swing heel-contact corresponded to the instant when the yP and xP traces shifted abruptly towards the swing-leg side and forward, respectively.

Dependant variables

Gait initiation was divided into three phases: APA (from t_0 to swing heel-off), swing foot-lift (from heel-off to toe-off) and step execution (from swing toe-off to heel-contact). The duration of APA along the mediolateral and anteroposterior axes was computed separately, as the t_0 times for these two axes did not necessarily occur simultaneously (Caderby et al. 2014). The reaction time corresponded to the shortest duration between the "go" signal and these two t_0 instants.

APA amplitude was characterized by the peaks of the backward and lateral centre-of-pressure shift obtained during the APA time window. Centre-of-mass velocity and displacement along the mediolateral and anteroposterior axes were quantified at swing heel-off, toe-off and heel-contact. The mediolateral and anteroposterior centre-of-mass position in the initial upright posture was estimated by averaging the

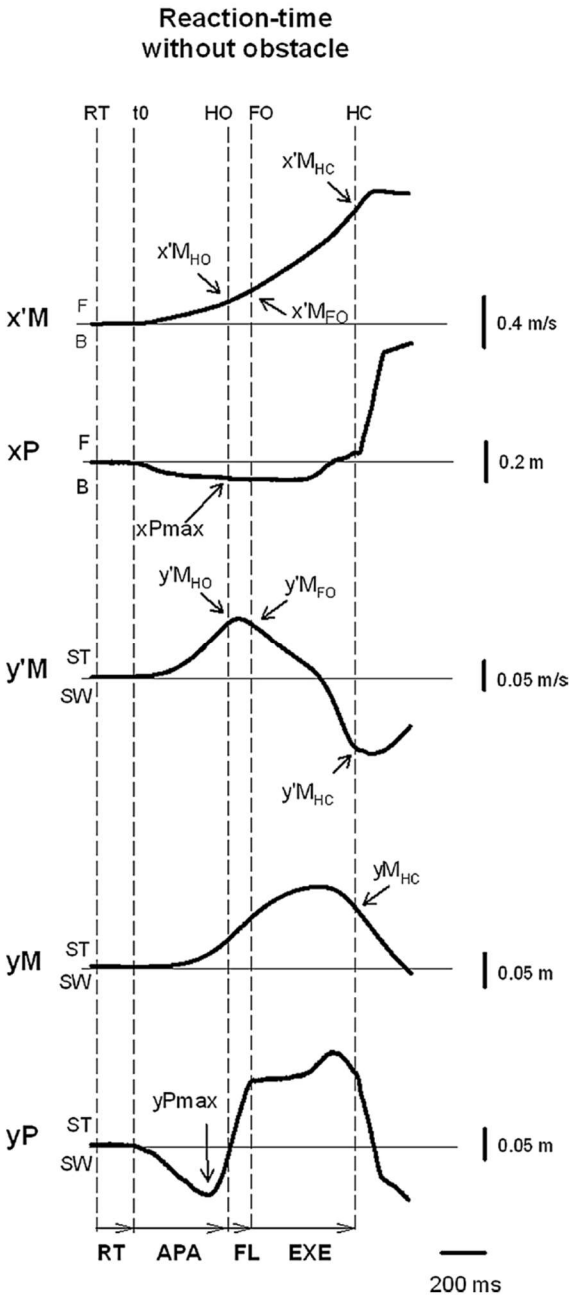

Fig. 2 Example of main biomechanical traces obtained for one representative subject initiating gait (one trial) at maximal velocity in the reaction-time condition without obstacle. *Anteroposterior direction* (*panels 1* and *2* from the *top*). $x'M$, xP centre of mass (CoM) velocity, centre of pressure (CoP) displacement. xP_{max}, $x'M_{HO}$, $x'M_{FO}$, $x'M_{HC}$ peak CoP displacement during APA, CoM velocity at heel-off, at foot-off and at heel-contact. *F* and *B* indicate forward and backward. *Mediolateral direction* (*panels 3*, *4*, *5* from the top). $y'M$, yM, yP, CoM velocity, CoM displacement, CoP displacement. yP_{max}, $y'M_{HO}$, $y'M_{FO}$, $y'M_{HC}$, yM_{HC} peak of CoP displacement during APA, CoM velocity at heel-off, at foot-off, at heel-contact, and CoM displacement at heel-contact. *ST* and *SW* indicate stance limb and swing limb. *Vertical dashed lines (top panels)* *RT*, t_0, *HO*, *FO*, *HC* GO signal (in the reaction-time condition only), onset variation of biomechanical traces, swing heel-off, swing foot-off and swing heel-contact. *Horizontal arrows* (*bottom of panels*): *RT*, *APA*, *FL*, *EXE* time-windows for reaction time, anticipatory postural adjustments, swing foot-lift, execution phase

centre-of-pressure position during the 250-ms period preceding the "all set" signal (McIlroy and Maki 1999). Gait initiation performance was quantified with the anteroposterior centre-of-mass velocity at heel-contact, step length and step execution duration. Step length corresponded to the distance covered by the heel marker of the swing leg from the initial posture to heel contact. In addition, the vertical distance between (1) the obstacle and the swing heel marker and (2) the obstacle and the swing toe marker was quantified at the time when they passed over the obstacle. For each trial with an obstacle, the shorter of these two vertical distances was reported and corresponded to the "safety distance". The risk of the swing foot striking the obstacle (which might then endanger balance) increased as this safety distance decreased.

As in our previous study on gait initiation (Caderby et al. 2014), an adaptation of the "margin of stability" (MOS) introduced by Hof et al. (2005) was used to quantify mediolateral dynamic stability at heel contact. In the present study, the MOS corresponded to the difference between the mediolateral boundary of the base of support (BOS_{ymax}) and the mediolateral position of the "extrapolated centre of mass" at swing heel-contact ($YcoM_{HC}$); i.e. MOS = $BOS_{ymax} - YcoM_{HC}$. Because kinematic data showed that the swing foot-strike was systematically with the heel, BOS_{ymax} was estimated using the mediolateral position of the heel marker of the swing foot at heel contact. The mediolateral distance between the position of the swing heel marker at heel contact and the position of the stance heel marker at t_0 represented step width and was representative of the size of the mediolateral base of support.

Based on the study of Hof et al. (2005), the mediolateral position of the extrapolated centre of mass at heel contact ($YcoM_{HC}$) was calculated as follows:

$$YcoM_{HC} = yM_{HC} + \frac{y'M_{HC}}{\omega_0}$$

where yM_{HC} and $y'M_{HC}$ are, respectively, the mediolateral centre-of-mass position and velocity at heel contact, and ω_0 is the eigenfrequency of the body modelled as an inverted pendulum calculated as follows:

$$\omega_0 = \sqrt{\frac{g}{l}}$$

where $g = 9.81$ m/s^2 is gravitational acceleration and l is the length of the inverted pendulum, which in this study corresponded to 57.5 % of body height (Winter 1990).

Mediolateral dynamic stability at heel contact is preserved on the condition that $YcoM_{HC}$ is within BOS_{ymax}, which corresponds to a positive MOS. A negative MOS indicates mediolateral instability and implies that corrective action (e.g. in the form of an additional lateral step) is required to maintain balance.

Statistics

Mean values and standard deviations were calculated for each variable in each condition. The normality of data was checked using Kolmogorov–Smirnov test, and the homogeneity of variances was checked using Bartlett's test. An [2 temporal pressure constraint × 2 environmental constraint] ANOVA with repeated measures on each factor was used to test the differences between mean values. The alpha level was set at 0.05 to indicate statistical significance.

Results

Biomechanical traces

The time course of the biomechanical traces was globally similar in the different temporal and environmental conditions (Fig. 2). The traces obtained in a single condition are reported in Fig. 2. Swing heel-off was systematically preceded by postural dynamics corresponding to APA. During these APA, the centre-of-pressure displacement reached a peak value backward (cf. the negative variation of the xP trace in Fig. 2) and towards the swing-leg side (negative variation of the yP trace), while the centre-of-mass velocity was directed forward (positive variation of the x′M trace) and towards the stance-leg side (positive variation of the y′M trace). The mediolateral centre-of-mass velocity trace reached a first peak value towards the stance-leg side at around heel-off. This trace then fell towards the swing-leg side, and a second peak value towards this side was reached a few milliseconds after heel contact. Anteroposterior centre-of-mass velocity increased progressively until it reached a peak value a few milliseconds after heel contact.

Initial posture

There was no significant effect of the temporal pressure constraint or the environmental constraint on the initial position of the centre of mass along the anteroposterior and mediolateral axes. Also, the distances between the two heel markers and the two toe markers along these two axes were not significantly different across conditions; i.e. foot position and body weight distribution between the legs remained unchanged. The mediolateral and anteroposterior distances between the initial centre-of-pressure position and the swing heel marker were 8.4 ± 2.0 cm and 9.3 ± 2.1 cm, respectively.

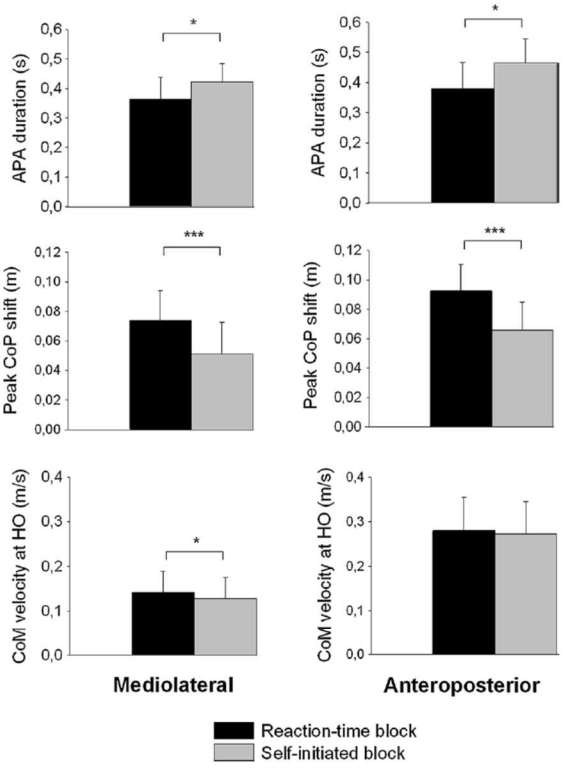

Fig. 3 Main effect of the temporal pressure constraint on selected temporo-spatial parameters of anticipatory postural adjustments (APAs). *HO* swing heel-off, *CoM*, *CoP* centre of mass, centre of pressure. *Bars* are means ± one standard deviation (all participants combined). *, ***Significant main effect of the temporal pressure constraint with $p < 0.05$ and $p < 0.001$

Anticipatory postural adjustments

Temporal pressure constraint

The temporal pressure constraint had a significant effect on the duration of APA along the mediolateral axis ($F[1,9] = 9.15$, $p < 0.05$). APA duration along this axis was shorter in the reaction-time block than in the self-initiated block (Fig. 3). In regard to APA amplitude, the results showed a significant effect of the temporal pressure constraint on the peak of anticipatory mediolateral centre-of-pressure shift ($F[1,9] = 75.54$, $p < 0.001$), on the centre-of-mass velocity at swing heel-off ($F[1,9] = 6.13$, $p < 0.05$) and at swing toe-off ($F[1,9] = 10.72$, $p < 0.01$).

The absolute value of each of these variables was greater in the reaction-time block than in the self-initiated block.

The temporal pressure constraint had also a significant effect on the duration of APA along the anteroposterior axis ($F[1,9] = 16.19$; $p < 0.01$). APA duration along this axis was shorter in the reaction-time block than in the self-initiated block (Fig. 3). The results also showed a significant effect of the temporal pressure constraint on the peak of anticipatory backward centre-of-pressure shift ($F[1,9] = 83.28$; $p < 0.001$); i.e. this peak was greater in the reaction-time block than in the self-initiated block. In contrast, this factor had no significant effect on the anteroposterior centre-of-mass velocity at either swing heel-off or toe-off.

Environmental constraint

The results showed a significant effect of the environmental constraint on APA duration along the mediolateral axis ($F[1,9] = 5.45$, $p < 0.05$); i.e. APA duration was shorter when gait was initiated in the obstacle block than in the no-obstacle block (Fig. 4). There was also a significant effect of the environmental constraint on the peak of the anticipatory mediolateral centre-of-pressure shift ($F[1,9] = 49.05$, $p < 0.001$), on the mediolateral centre-of-mass velocity at swing heel-off ($F[1,9] = 23.86$, $p < 0.001$) and at swing toe-off ($F[1,9] = 42.00$, $p < 0.001$). The absolute value of each of these variables was greater in the obstacle block than in the no-obstacle block.

The results further showed a significant effect of the environmental constraint on the peak of backward centre-of-pressure shift ($F[1,9] = 17.92$, $p < 0.01$) and on the anteroposterior centre-of-mass velocity at both swing heel-off ($F[1,9] = 74.56$, $p < 0.001$) and toe-off ($F[1,9] = 48.26$, $p < 0.001$; Fig. 4). In contrast to the mediolateral axis, the absolute value of each of these variables was greater in the no-obstacle block than in the obstacle block. Finally, there was no significant effect of the environmental constraint on the duration of APA along the anteroposterior axis. Also, there was no environmental constraint × temporal pressure constraint interaction on any of the above-reported variables.

Foot-lift phase

The results showed a significant effect of the environmental constraint on the duration of the swing foot-lift phase ($F[1,9] = 22.28$, $p < 0.001$). This duration was longer in the no-obstacle block than in the obstacle block. There was no significant effect of the temporal pressure constraint or significant environmental constraint × temporal pressure constraint interaction on this variable.

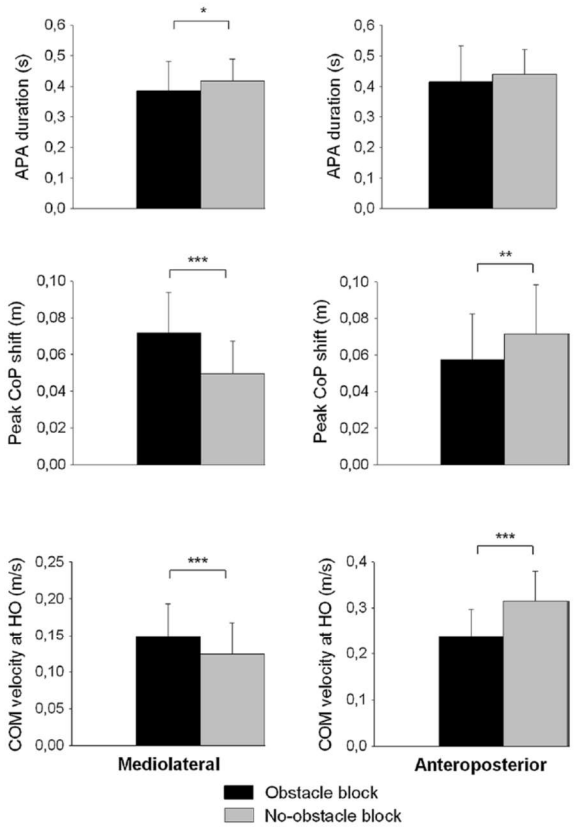

Fig. 4 Main effect of the environmental constraint on selected temporo-spatial parameters of anticipatory postural adjustments (APAs). *HO* swing heel-off, *CoM*, *CoP* centre of mass, centre of pressure. *Bars* are means ± one standard deviation (all participants combined). *, **, ***Significant main effect of the environmental constraint with $p < 0.05$, $p < 0.01$ and $p < 0.001$

Postural stability

The results showed a significant effect of the temporal pressure constraint on mediolateral centre-of-mass velocity ($F[1,9] = 8.14$, $p < 0.05$) and displacement at heel contact ($F[1,9] = 7.94$, $p < 0.05$, Fig. 5). Specifically, the mediolateral centre-of-mass velocity was greater in the self-initiated block than in the reaction-time block, whereas centre-of-mass displacement was smaller. In contrast, there was no effect of the temporal pressure constraint on margin of stability (MOS), step width or safety distance (vertical distance between the swing foot and the obstacle). Finally, there was no significant effect of the environmental constraint or significant environmental constraint × temporal pressure constraint interaction on any of these postural stability-related variables (Fig. 6).

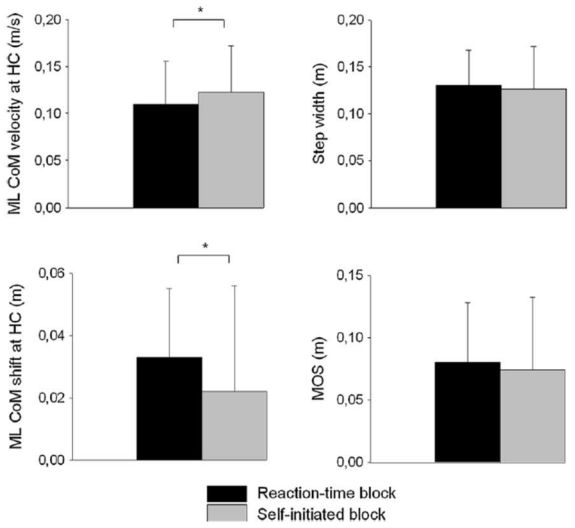

Fig. 5 Main effect of the temporal pressure constraint on selected parameters related to postural stability. *ML* mediolateral axis. *MOS* margin of stability (see "Materials and methods" section for details on this parameter). *CoM* centre of mass. *HC* swing heel-contact. *Bars* are means ± one standard deviation (all participants combined). *Significant main effect of the temporal pressure constraint with $p < 0.05$

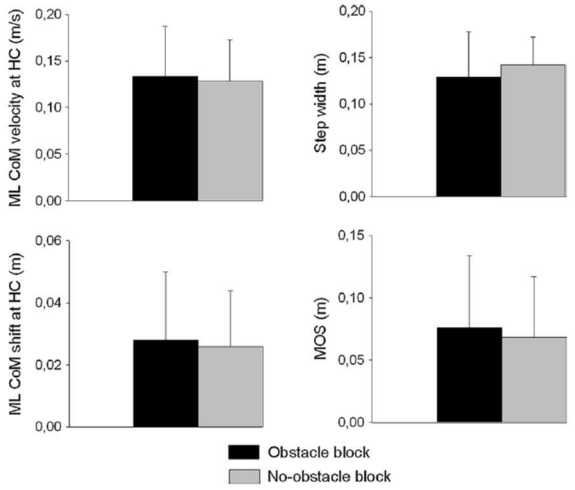

Fig. 6 Main effect of the environmental constraint on selected parameters related to postural stability. *ML* mediolateral axis. *MOS* margin of stability (see "Materials and methods" section for details on this parameter). *CoM* centre of mass. *HC* swing heel-contact. *Bars* are means ± one standard deviation (all participants combined). Note that there was no significant main effect of the environmental constraint on the reported parameters

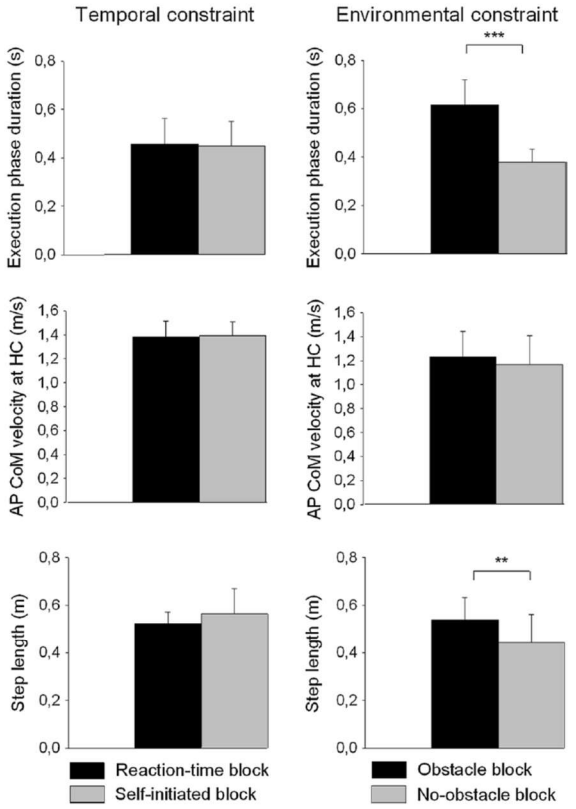

Fig. 7 Main effect of the temporal pressure (*left panels*) and the environmental (*right panels*) constraint on selected parameters related to motor performance. *Bars* are means ± one standard deviation (all participants combined). *CoM* centre of mass. *AP* anteroposterior. *HC* swing heel-contact. Note that there was no significant main effect of temporal pressure on the reported parameters. **, ***Significant main effect of the environmental constraint with $p < 0.01$ and $p < 0.001$

Motor performance

There was no significant effect of the temporal pressure constraint on any of the motor performance-related variables (Fig. 7; left panels). In contrast, the results showed a significant effect of the environmental constraint on the duration of the execution phase of gait initiation ($F[1,9] = 108.02$, $p < 0.001$) and step length ($F[1,9] = 11.64$, $p < 0.01$). Both variables were greater in the obstacle block compared to the no-obstacle block (Fig. 7; right panels). Of particular note, the duration of the execution phase was almost twice as long in the obstacle block compared to the no-obstacle block. In contrast, this factor had no effect on the anteroposterior centre-of-mass velocity at swing heel-contact. There was no significant environmental constraint × temporal pressure

constraint interaction on any of these motor performance-related variables.

Discussion

The goal of the present study was to investigate the influence of temporal pressure on the biomechanical organization of gait initiation with or without an obstacle. The addition of an obstacle to be cleared was used to further challenge the postural balance system in the condition with high temporal pressure. The result that, in the condition with high temporal pressure, APA duration was shortened along both the mediolateral and anteroposterior axes is in line with previous studies on gait initiation (Dibble et al. 2004; Delval et al. 2005; Wang et al. 2006), leg flexion (Yiou et al. 2012b; Hussein et al. 2013; Yiou et al. 2014) and arm movement (De Wolf et al. 1998; Nougier et al. 1999; Ilmane and LaRue 2008). As proposed earlier (Yiou et al. 2012b), this shortening probably reflects a strategy to hasten the onset of the voluntary movement—swing heel-off in the present study (Brenière et al. 1987)—in order to meet the temporal constraint of the reaction-time condition to "step as soon as possible following the 'go' signal".

As stressed in the literature, both motor performance (Brenière et al. 1987; Lepers and Brenière 1995) and postural stability (McIlroy and Maki 1999; Yiou et al. 2012a; Caderby et al. 2014) during gait initiation depend on the postural dynamics generated during APA. Hence, because the time available for the organization of APA was shortened by approximately 20 % in the reaction-time block, an alteration of these two important motor features of gait initiation might be expected. However, the results of the present study showed that these motor features remained unchanged across temporal blocks. This finding suggests that, in the block with high temporal pressure, some forms of postural adaptation occurred either during the postural phase preceding APA (i.e. in the initial standing posture) and/or during APA. In the following paragraphs, we discuss the possible adaptive postural strategies implemented by the central nervous system to maintain both motor performance and postural stability unchanged under high temporal pressure constraint.

Influence of temporal pressure on motor performance

Changing the initial position of the centre of mass is known to influence the development of APA and movement performance (Mille and Mouchnino 1998; Azuma et al. 2007; Dalton et al. 2011). However, the result that, in the present study, there was no main effect of temporal pressure on the position of the centre of mass or on the distance between the feet in the initial posture eliminates this possibility. Therefore, the reported changes in the APA features with temporal pressure cannot be ascribed to any changes in the position of the centre of mass in the initial posture. We thus propose that the increase in the peak of the backward centre-of-pressure shift during APA in the reaction-time block reflects an adaptive response to the reduced APA duration. An anticipatory backward centre-of-pressure shift is known to be responsible for the generation of the initial propulsive forces necessary for whole-body forward progression (Brenière et al. 1987; Lepers and Brenière 1995). By increasing this shift, the participants could generate a greater peak of forward propulsive forces in a shorter time, allowing them to reach an equivalent centre-of-mass velocity at swing heel-off (a similar effect was found at swing foot-off). This velocity, which is representative of the level of forward propulsive forces generated during APA (Brenière et al. 1987; Ito et al. 2003), has been reported to be predictive of both step length and centre-of-mass velocity reached at the end of gait initiation (Brenière et al. 1987; Lepers and Brenière 1995; Michel and Do 2002). Thus, the present results suggest that the participants were able to adapt the amplitude of the anticipatory backward centre-of-pressure shift to the reduced APA duration, so that motor performance could be maintained in terms of step length and progression velocity.

It is interesting to note that a complete adaptation was possible in the reaction-time block because the peak of backward centre-of-pressure shift required for this adaptation was systematically smaller than the distance that it was physically possible to cover during APA. This distance can be estimated using the anteroposterior distance between the position of the heel markers and the position of the centre of pressure in the initial posture (Yiou et al. 2007) and equalled 9.3 ± 2.1 cm in the reaction-time block. When gait was initiated without the obstacle to be cleared in the reaction-time condition—i.e. in the condition where the peak of backward centre-of-pressure shift was greatest—the centre of pressure was displaced 9.2 ± 2.0 cm from its initial position. This shift therefore almost equalled the distance that it was physically possible to be covered by the centre of pressure during APA (i.e. 9.3 ± 2.1 cm, as stated above). It follows that a complete adaptation would probably not be possible in the reaction-time condition when APA duration is shortened to a greater extent than that reported, because it would then require a centre-of-pressure shift beyond the base of support, which is obviously not possible. In other words, it appears that the duration of APA in the reaction-time condition was precisely tuned by the central nervous system to reach the minimal possible value allowing complete adaptation, thus revealing a possible functional link between the programming of APA amplitude and APA duration. Interestingly, Jacobs et al. (2009) suggested that the supplementary motor area may contribute to the timing of APA associated with step initiation, whereas APA

amplitude may be relegated to the primary motor cortex or basal ganglia. The present results illustrate how these neural structures may work together to ensure optimal motor performance and postural stability.

The increase in APA amplitude in the reaction-time block has previously been reported in the literature in young adults (Delval et al. 2005; Wang et al. 2006), in the elderly and in persons with Parkinson's disease performing gait initiation (Dibble et al. 2004). In contrast to the present results, Delval et al. (2005) found that the velocity of the centre of mass at foot contact was lower in the reaction-time block than in the self-initiated block. As stated in the "Introduction" section, the backward centre-of-pressure shift during APA is responsible for the centre-of-mass velocity reached at the end of the gait initiation process (Brenière et al. 1987; Lepers and Brenière 1995). Therefore, the results of Delval et al. (2005) suggest that the greater backward centre-of-pressure shift observed in their study was not sufficient to completely counter the reduction in APA duration. Now, it is noteworthy that, in their study, the decrease in motor performance in terms of anteroposterior centre-of-mass velocity at swing heel-contact was very small (~9 %) with regard to the drastic reduction in APA duration [~35 % (as a comparison, it was only ~20 % in the present study)], which leads us to suggest that the adaptive increase in APA amplitude remained very efficient. As argued above, such a drastic reduction in APA duration may not have allowed the development of a complete postural adaptation, probably because it would then imply that the centre-of-pressure shift is displaced beyond the backward boundary of the base of support. Thus, it is possible that the participants in this study "traded" much shorter APA for slightly lower motor performance. In the reaction-time block of the present study, it is not clear why the participants did not use such a trade-off strategy; i.e. why the duration of APA was not shortened as much as in the study by Delval et al. (2005). The finding that the reaction time for initiating gait was even shorter in the present study [112 ms (mean of all reaction-time conditions combined)] than in Delval et al. (2005) (142 ms) rejects the hypothesis that the level of temporal pressure on movement initiation was lower in our study. We propose that the instruction to step "quickly" in the latter study, rather than "at maximal velocity" as in the present study, influenced the strategy the participants used. Indeed, participants in the study of Delval et al. (2005) may not have developed maximal effort to reach equivalent motor performance.

Influence of temporal pressure on postural stability

In the present study, postural stability was quantified with the MOS (see also Caderby et al. 2014). As for the motor performance, results showed that the temporal pressure did not affect postural stability despite the significant shortening of APA duration along the mediolateral axis. Because it is widely known that postural stability during dynamic motor tasks depends on the capacity of the central nervous system to generate convenient APA (e.g. Bouisset and Do 2008; Yiou et al. 2012a for reviews), this finding suggests that adaptive postural mechanisms occurred during APA along the mediolateral axis to compensate for APA shortening. These mechanisms seem globally similar to those observed along the anteroposterior axis and described above. Specifically, it was found that the decrease in APA duration observed along the mediolateral axis was paralleled by an increase in the peak of the centre-of-pressure shift towards the swing-leg side. This increase was even associated with a greater centre-of-mass velocity at heel-off compared to the self-initiated block, as if the participants "overcompensated" for the reduction in APA duration. This initial centre-of-mass velocity, which was directed towards the stance-leg side, has been shown to minimize centre-of-mass fall velocity towards the swing-leg side at swing foot-contact induced by gravity; i.e. it has a stabilizing effect (Lyon and Day 1997; McIlroy and Maki 1999; Caderby et al. 2014). Accordingly, the results of the present study showed that centre-of-mass velocity at foot contact was significantly attenuated in the reaction-time block compared to the self-initiated condition. In contrast, the centre-of-mass shift was greater, reflecting that the lateral fall of the centre of mass was greater in the reaction-time block. Despite these changes in the centre-of-mass position (increase) and velocity (decrease) at swing foot-contact, postural stability estimated with the MOS remained unchanged in the reaction-time and self-initiated blocks. Thus, the present results suggest that the participants were able to adapt the amplitude of the lateral centre-of-pressure shift to the reduced APA duration so that postural stability was maintained. This finding agrees with recent data on gait initiation at different speeds (slow, normal and fast) in a self-initiated condition only (Caderby et al. 2014) which showed that APA duration along the mediolateral axis decreased when the anteroposterior centre-of-mass velocity at swing heel-contact increased. Likely as an attempt at compensation, the peak of the anticipatory lateral centre-of-pressure shift increased, which helped maintain postural stability (also evaluated with the MOS) at swing heel-contact. Collectively, these results are in line with the hypothesis that the MOS is a postural variable that is strongly controlled by the central nervous system (Yiou et al. 2011a, b; Caderby et al. 2014). It is interesting to note that, in the present study, as in the study of Caderby et al. (2014), we observed that the standard deviation values associated with the two kinematical components of the MOS, i.e. the centre-of-mass position and the centre-of-mass velocity at swing foot-contact, were relatively high (cf. Fig. 5). It is possible that these

relatively large standard deviations, especially observed in the conditions with a high temporal pressure, reflect individual strategies to cope with the mediolateral instability at foot contact, with participants relying more heavily on minimizing one or the other of these two kinematical MOS components in order to maintain the extrapolated centre of mass within the base of support, and thus ensure the condition for dynamic stability.

The adaptation of APA to temporal pressure occurred during gait initiation with and without an obstacle to be cleared. In the condition with an obstacle, postural stability was further challenged by the prolonged duration of the execution phase and the consequent larger fall of the centre of mass towards the swing-leg side (Zettel et al. 2002a, b). To counter this increased risk of postural instability, the participants in the present study developed greater peaks of lateral centre-of-pressure shift during APA. This strategy was efficient since the MOS was not degraded in the obstacle block compared to the no-obstacle block. A similar increase in the spatio-temporal features of lateral APA in the presence of an obstacle to be cleared was previously reported during compensatory stepping forward in reaction to rapid backward force plate translation (Zettel et al. 2002a). However, in this latter study, the greater lateral APA in the obstacle condition as compared to the no-obstacle condition was not sufficient to completely counter the increased lateral fall of the centre of mass due to the prolonged duration of the execution phase. Consequently, participants had to use a strategy of increasing step width to recover balance. This type of strategy of step enlargement was not used in the present study. Despite this, the MOS was not degraded in the obstacle block, which shows that the APAs were finely scaled to completely counter the disruptive obstacle effect. This discrepancy with the study of Zettel et al. (2002a) might originate from the difference in the nature of the stepping task (compensatory vs. voluntary in the present study) and/or to a difference in obstacle height (15 % of body height vs. 20 cm in the present study).

The results further showed that there was no temporal pressure × environmental constraint interaction; i.e. the temporal pressure constraint (and the associated decrease in APA duration) did not induce any additional instability in the obstacle condition. Nor did it alter the participants' ability to clear the obstacle, as revealed by an equivalent safety distance in both conditions. In other words, adding a greater challenge to postural stability with the obstacle did not alter the postural system's ability to adapt APA to temporal pressure. This adaptation to both the presence of an obstacle and the temporal constraint was possible because the width of the base of support in the initial posture was large enough to accommodate the required anticipatory centre-of-pressure shift. Now, it is important to note that the anticipatory lateral centre-of-pressure shift peaked at 8.7 cm when gait was initiated in the reaction-time condition with the instruction to clear the obstacle, i.e. in the condition where this peak was greatest. This shift was only 3 mm greater than the mediolateral distance between the initial position of the centre of pressure and the swing heel marker (8.4 cm). Therefore, the centre-of-pressure position at the time of the peak value was located between the heel and the lateral boundary of the swing foot (head of the fifth metatarsus); i.e. the peak of centre-of-pressure shift reached almost 100 % of the physically possible mediolateral distance to be covered. Consequently, it is not impossible that, had a higher obstacle been presented (>20 cm), APA in this condition may have been insufficient to maintain postural stability. A strategy of lateral stepping may then have been required. Future study on this aspect will be undertaken.

Conclusion

The present study showed that the central nervous system was able to adapt APA amplitude and duration to the temporal pressure constraint so as to hasten swing foot-off and keep both postural stability and motor performance invariant. These results suggest that it might be possible to generalize the postural system's ability to adapt to temporal pressure—which was previously outlined during a leg flexion task (Yiou et al. 2012b; Hussein et al. 2013; Yiou et al. 2014)—to more complex and more common motor tasks of daily living, such as gait initiation made with or without an obstacle to be cleared. This study was carried out in young active adults. It will serve as a basis for future studies in the elderly in the perspective to provide a better understanding of the aetiology of lateral balance impairments with a risk of falling while performing daily tasks involving whole-body progression.

Conflict of interest None of the authors have financial or other conflicts interest in regard to this research.

References

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. doi:10.1016/j.gaitpost.2006.11.203

Bouisset S, Do MC (2008) Posture, dynamic stability, and voluntary movement. Neurophysiol Clin 38:345–362. doi:10.1016/j.neucli.2008.10.001

Brenière Y, Do MC (1991) Control of gait initiation. J Mot Behav 23:235–240. doi:10.1080/00222895.1991.9942034

Brenière Y, Do MC, Bouisset S (1987) Are dynamic phenomena prior to stepping essential to walking. J Mot Behav 19:62–76. doi:10.1080/00222895.1987.10735400

Brunt D, Lafferty MJ, McKeon A, Goode B, Mulhausen C, Polk P (1991) Invariant characteristics of gait initiation. Am J Phys Med Rehabil 70:206–212. doi:10.1097/00002060-199108000-00009

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. doi:10.1016/S0966-6362(99)00020-X

Brunt D, Santos V, Kim HD, Light K, Levy C (2005) Initiation of movement from quiet stance: comparison of gait and stepping in elderly subjects of different levels of functional ability. Gait Posture 21:297–302. doi:10.1016/j.gaitpost.2004.03.003

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 Posture 37:144–146. doi:10.1016/j.gaitpost.2012.06.012

Caderby T, Yiou E, Peyrot N, Begon M, Dalleau G (2014) Influence of gait speed on the control of mediolateral dynamic stability during gait initiation. J Biomech 47:417–423. doi:10.1016/j.jbiomech.2013.11.011

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

Dalton E, Bishop M, Tillman MD, Hass CJ (2011) Simple change in initial standing position enhances the initiation of gait. Med Sci Sports Exerc 43:2352–2358. doi:10.1249/MSS.0b013e318222bc82

De Wolf S, Slijper H, Latash ML (1998) Anticipatory postural adjustments during self-paced and reaction-time movements. Exp Brain Res 121:7–19. doi:10.1007/s002210050431

Delval A, Krystkowiak P, Blatt JL, Labyt E, Destee A, Derambure P, Defebvre L (2005) Caracterisation des ajustements posturaux lors d'une initiation de la marche declenchee par un stimulus sonore et autocommandee chez 20 sujets sains. Neurophysiologie Clinique/Clinical Neurophysiology 35:180. doi:10.1016/j.neucli.2006.01.002

Dibble LE, Nicholson DE, Shultz B, MacWilliams BA, Marcus RL, Moncur C (2004) Sensory cueing effects on maximal speed gait initiation in persons with Parkinson's disease and healthy elders. Gait Posture 19:215–225. doi:10.1016/S0966-6362(03)00065-1

Elble RJ, Moody C, Leffler K, Sinha R (1994) The initiation of normal walking. Mov Disord 9:139–146. doi:10.1002/mds.870090203

Hof AL, Gazendam MG, Sinke WE (2005) The condition for dynamic stability. J Biomech 38:1–8. doi:10.1016/j.jbiomech.2004.03.025

Hussein T, Yiou E, Larue J (2013) Age-related differences in motor coordination during simultaneous leg flexion and finger extension: influence of temporal pressure. PLoS ONE 8:e83064. doi:10.1371/journal.pone.0083064

Ilmane N, LaRue J (2008) Modulation of anticipatory postural adjustments in a complex task under different temporal constraints. Mot Control 12:330–347

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. doi:10.1016/j.neulet.2003.09.002

Jacobs JV, Lou JS, Kraakevik JA, Horak FB (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. doi:10.1016/j.neuroscience.2009.08.002

Jian Y, Winter DA, Ishac MG, Gilchrist L (1993) Trajectory of the body COG and COP during initiation and termination of gait. Gait Posture 1:9–22. doi:10.1016/0966-6362(93)90038-3

Kannus P, Leiponen P, Parkkari J, Palvanen M, Jarvinen M (2006) A sideways fall and hip fracture. Bone 39:383–384. doi:10.1016/j.bone.2006.01.148

Kim HD, Brunt D (2009) The effect of a sensory perturbation on step direction or length while crossing an obstacle from quiet stance. Gait Posture 30:1–4. doi:10.1016/j.gaitpost.2009.02.016

Lepers R, Brenière Y (1995) The role of anticipatory postural adjustments and gravity in gait initiation. Exp Brain Res 107:118–124. doi:10.1007/BF00228023

Lyon IN, Day BL (1997) Control of frontal plane body motion in human stepping. Exp Brain Res 115:345–356. doi:10.1007/PL00005703

Maki BE (1997) Gait changes in older adults: predictors of falls or indicators of fear. J Am Geriatr Soc 45:313–320

McIlroy WE, Maki BE (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. doi:10.1016/S0966-6362(99)00013-2

Michel V, Do MC (2002) Are stance ankle plantar flexor muscles necessary to generate propulsive force during human gait initiation? Neurosci Lett 325:139–143. doi:10.1016/S0304-3940(02)00255-0

Mickelborough J, van der Linden ML, Richards J, Ennos AR (2000) Validity and reliability of a kinematic protocol for determining foot contact events. Gait Posture 11:32–37. doi:10.1016/S0966-6362(99)00050-8

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. doi:10.1016/S0304-3940(98)00047-0

Nougier V, Teasdale N, Bard C, Fleury M (1999) Modulation of anticipatory postural adjustments in a reactive and a self-triggered mode in humans. Neurosci Lett 260:109–112. doi:10.1016/S0304-3940(98)00961-6

Robinovitch SN, Feldman F, Yang Y et al (2013) Video capture of the circumstances of falls in elderly people residing in long-term care: an observational study. Lancet 381:47–54. doi:10.1016/S0140-6736(12)61263-X

Smeesters C, Hayes WC, McMahon TA (2001) Disturbance type and gait speed affect fall direction and impact location. J Biomech 34:309–317. doi:10.1016/S0021-9290(00)00200-1

Wang Y, Zatsiorsky VM, Latash ML (2006) Muscle synergies involved in preparation to a step made under the self-paced and reaction time instructions. Clin Neurophysiol 117:41–56. doi:10.1016/j.clinph.2005.09.002

Winter DA (1990) Biomechanics and motor control of human movement. Wiley, New York

Yiou E, Hamaoui A, Le Bozec S (2007) Influence of base of support size on arm pointing performance and associated anticipatory postural adjustments. Neurosci Lett 423:29–34. doi:10.1016/j.neulet.2007.06.034

Yiou E, Deroche T, Do MC, 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. doi:10.1007/s00421-010-1680-7

Yiou E, Ditcharles S, Le Bozec S (2011b) Biomechanical reorganisation of stepping initiation during acute dorsiflexor fatigue. J Electromyogr Kinesiol 21:727–733. doi:10.1016/j.jelekin.2011.04.008

Yiou E, Caderby T, Hussein T (2012a) Adaptability of anticipatory postural adjustments associated with voluntary movement. World J Orthop 3:75–86. doi:10.5312/wjo.v3.i6.75

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. doi:10.1016/j.gaitpost.2011.11.015

Yiou E, Hussein T, LaRue J (2014) Influence of ankle loading on the relationship between temporal pressure and motor coordination

during a whole-body paired task. Exp Brain Res. doi:10.1007/s00221-014-4003-0

Zettel JL, McIlroy WE, Maki BE (2002a) Can stabilizing features of rapid triggered stepping reactions be modulated to meet environmental constraints? Exp Brain Res 145:297–308. doi:10.1007/s00221-002-1083-z

Zettel JL, McIlroy WE, Maki BE (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. doi:10.1007/s00221-002-1150-5

Etude 2 : Contrôle anticipateur de la stabilité posturale lors de l'initiation de la marche avec franchissement d'obstacles de hauteurs et de distances différentes, avec et sans pression temporelle

Cette étude a donné lieu à la publication suivante :

Anticipatory postural control of stability during gait initiation over obstacles of different height and distance made under reaction-time and self-initiated instructions.

Yiou, E., Artico, R., Teyssedre, C.A., Labaune, O., Fourcade, P., 2016. Anticipatory

Front Hum Neurosci 10. https://doi.org/10.3389/fnhum.2016.00449

Résumé

Cette étude se proposait d'étudier comment le système nerveux central contrôle la stabilité posturale lors d'un enjambement d'obstacle de hauteurs et de distances changeantes, et réalisé en condition de pression temporelle faible et forte. Quatorze sujets ont réalisé des séries d'initiation de la marche *avec* (conditions test) et *sans* (condition contrôle) enjambement d'obstacle. En conditions test, trois hauteurs d'obstacle et trois distances d'obstacle étaient combinées (n = 9 conditions tests). Chacune des conditions expérimentales a été réalisée avec deux niveaux de contrainte temporelle : contrainte temporelle faible (CTF-) et contrainte temporelle forte (CTF+). En condition CTF-, le départ de l'initiation de la marche était auto-initié ; en condition CTF+, le départ de l'initiation de la marche était déclenché par un signal impératif (signal « GO »). Un modèle mécanique original du corps tombant latéralement sous l'effet de la gravité lors de la phase pendulaire du pas, et soumis à une force de rappel élastique a été élaboré. Ce modèle nous a permis d'évaluer l'effet des conditions cinématiques initiales (position et vitesse du CM au décollement du pied) sur la stabilité posturale du système au moment du contact du pied au sol. Les résultats expérimentaux ont montré que le déplacement anticipateur maximum du CP médiolatéral (ML), la vitesse initiale du CM et la durée de la

phase pendulaire, augmentaient avec la hauteur de l'obstacle, mais pas avec la distance de l'obstacle. Ces résultats suggèrent que l'amplitude des APA ML est programmée en fonction de la durée de la phase pendulaire, et donc de l'instabilité posturale potentielle. De cette manière, la stabilité restait inchangée d'une condition à l'autre. Cette hypothèse est renforcée par les résultats obtenus avec le modèle mécanique mettant en évidence le lien entre l'amplitude des APA ML et la stabilité posturale. La composante AP des APA variait également en fonction des caractéristiques de l'obstacle, mais d'une manière opposée à la composante ML des APA (effet de la distance mais pas de la hauteur). Enfin, les effets observés, relatifs à la hauteur et à la distance des obstacles, étaient globalement similaires en situation de contrainte temporelle faible ou forte. Globalement, ces résultats suggèrent que le SNC est capable de prédire l'instabilité potentielle induite par le franchissement d'obstacle et que les paramètres spatio-temporels des APA sont programmés en conséquence.

frontiers in Human Neuroscience

ORIGINAL RESEARCH
published: 07 September 2016
doi: 10.3389/fnhum.2016.00449

Anticipatory Postural Control of Stability during Gait Initiation Over Obstacles of Different Height and Distance Made Under Reaction-Time and Self-Initiated Instructions

Eric Yiou[1,2]*, *Romain Artico*[1,2], *Claudine A. Teyssedre*[1,2], *Ombeline Labaune*[1,2] *and Paul Fourcade*[1,2]

[1] CIAMS, Université Paris Sud, Université Paris-Saclay, Orsay, France, [2] CIAMS, Université d'Orléans, Orléans, France

Despite the abundant literature on obstacle crossing in humans, the question of how the central nervous system (CNS) controls postural stability during gait initiation with the goal to clear an obstacle remains unclear. Stabilizing features of gait initiation include anticipatory postural adjustments (APAs) and lateral swing foot placement. To answer the above question, 14 participants initiated gait as fast as possible in three conditions of obstacle height, three conditions of obstacle distance and one obstacle-free (control) condition. Each of these conditions was performed with two levels of temporal pressure: reaction-time (high-pressure) and self-initiated (low-pressure) movements. A mechanical model of the body falling laterally under the influence of gravity and submitted to an elastic restoring force is proposed to assess the effect of initial (foot-off) center-of-mass position and velocity (or "initial center-of-mass set") on the stability at foot-contact. Results showed that the anticipatory peak of mediolateral (ML) center-of-pressure shift, the initial ML center-of-mass velocity and the duration of the swing phase, of gait initiation increased with obstacle height, but not with obstacle distance. These results suggest that ML APAs are scaled with swing duration in order to maintain an equivalent stability across experimental conditions. This statement is strengthened by the results obtained with the mechanical model, which showed how stability would be degraded if there was no adaptation of the initial center-of-mass set to swing duration. The anteroposterior (AP) component of APAs varied also according to obstacle height and distance, but in an opposite way to the ML component. Indeed, results showed that the anticipatory peak of backward center-of-pressure shift and the initial forward center-of-mass set decreased with obstacle height, probably in order to limit the risk to trip over the obstacle, while the forward center-of-mass velocity at foot-off increased with obstacle distance, allowing a further step to be taken. These effects of obstacle height and distance were globally similar under low and high-temporal pressure. Collectively, these findings imply that the CNS is able to predict the potential instability elicited by the obstacle clearance and that it scales the spatiotemporal parameters of APAs accordingly.

Keywords: stability, anticipatory postural adjustments, obstacle clearance, mechanical modeling, temporal pressure, gait initiation, motor coordination, human

OPEN ACCESS

Edited by:
Christopher J. Hasson, Northeastern University, USA

Reviewed by:
Arturo Forner-Cordero, University of São Paulo, Brazil
Laurence Mouchnino, Aix-Marseille Université, France

***Correspondence:**
Eric Yiou
eric.yiou@u-psud.fr

Received: *03 May 2016*
Accepted: *25 August 2016*
Published: *07 September 2016*

Citation:
Yiou E, Artico R, Teyssedre CA, Labaune O and Fourcade P (2016) Anticipatory Postural Control of Stability during Gait Initiation Over Obstacles of Different Height and Distance Made Under Reaction-Time and Self-Initiated Instructions. Front. Hum. Neurosci. 10:449. doi: 10.3389/fnhum.2016.00449

INTRODUCTION

The control of postural stability is crucial for the efficient performance of day-to-day motor tasks. Like all terrestrial species, humans move around in a gravity field that permanently induces postural destabilization through its attracting effect towards the center of the earth. Major questions in motor control relate to the way in which humans are able to maintain stability during motor tasks that involve whole body progression, such as locomotor tasks, and how they adapt to environmental constraints, e.g., when clearing an obstacle. Gait initiation, which corresponds to the transient period between quiet standing and swing foot contact with the ground, is a classical paradigm for studying balance control mechanisms during complex whole body movement (e.g., Brenière et al., 1987; Lyon and Day, 1997, 2005; McIlroy and Maki, 1999; Yiou et al., 2012a for a recent review; Caderby et al., 2014). The act of lifting the swing foot from the ground to step in the desired direction does indeed induce a reduction in the size of the mediolateral (ML) base of support, moving from a bipedal to a unipedal stance. If the center of mass is not repositioned above (or closer to) the limits of the new base of support -i.e., the stance foot–, the body will topple towards the swing leg side during the single stance phase (or "swing phase") of gait initiation under the effect of gravity, which may cause lateral instability at foot contact. This instability is invariably attenuated during volitional stepping by the development of dynamic postural phenomena that occur before the swing phase. These dynamic phenomena correspond to "anticipatory postural adjustments" (APAs). They include a center of pressure shift towards the swing leg side which serves to accelerate the center of mass in the opposite direction, i.e., towards the stance leg side (Do et al., 1991; Jian et al., 1993; McIlroy and Maki, 1999; Nouillot et al., 2000; Caderby et al., 2014; Yiou et al., 2016). If not enough APAs are generated in the ML direction, a strategy of base of support enlarging, associated with a more lateral swing foot placement, has been shown to be triggered to maintain stability (Zettel et al., 2002; Caderby et al., 2014). In addition to this putative stabilizing function, APAs have been shown to provide the dynamic conditions for whole body progression in the desired direction. For example, during gait initiation, APAs in the anteroposterior (AP) direction include a backwards center of pressure shift that promotes the forward propulsive forces necessary to reach the intended center of mass velocity and step length (Brenière et al., 1987; Lepers and Brenière, 1995; Michel and Chong, 2004).

Postural stability during gait initiation might be further challenged by the presence of an obstacle that needs to be cleared. There has been extensive literature on the control of obstacle crossing during ongoing locomotion, especially in regards to the role of vision (e.g., Mohagheghi et al., 2004; Patla and Greig, 2006; Marigold et al., 2007). In comparison, the question how the postural and the focal components of gait initiation over an obstacle are coordinated to ensure safe body progression has received much less attention (e.g., Brunt et al., 1999; Yiou et al., 2016). Yet, it is known that gait initiation is among the motor activities associated with the highest proportion of falls in the elderly (Robinovitch et al., 2013). In addition, the most frequent cause of falling in this population is an incorrect weight transfer, which, as stated above, is one of the major functions of APAs. In addition to the risk of tripping over the obstacle, the presence of an obstacle gives rise to an increase in the duration of the swing phase and therefore an increase in the potential for lateral instability (Zettel et al., 2002; Yiou et al., 2016). Hence, it is surprising that previous studies on the influence of an obstacle on the lateral motion of the center of mass during ongoing walking have reported that lateral stability remained unchanged when the height of the obstacle was varied (Chou et al., 2001; Hahn and Chou, 2004). This result led the authors to suggest the existence of some forms of adaptive postural mechanisms aimed at compensating for the increased potential instability related to obstacle height. However, these mechanisms remain to be clarified. To date, the question of whether or not the stabilizing mechanisms of gait initiation can accommodate obstacle constraints has been investigated in only one study (Yiou et al., 2016). This study showed that the amplitude of ML APAs was larger in the obstacle condition than in the obstacle free (control) condition. It was suggested that this increase was responsible for the maintenance of postural stability at swing foot contact. Similar results were obtained by Zettel et al. (2002) during their comparison of reactive stepping over an obstacle in response to a brisk plate-form shift with the same reactive stepping in an obstacle-free condition. However, these studies are all limited by the fact that only one obstacle height and distance were tested. Thus, one can question the generalizability of these results and more specifically, the extent to which the central nervous system (CNS) is able to adjust the stabilizing features of gait initiation (including ML APAs and base of support enlargement) to match changes in obstacle height and distance and the related potential for instability. Moreover, subjects of these studies invariably increased ML APAs when stepping (voluntarily or reactively) over the obstacle; thus, it could not be established that the absence of such an increase would have necessarily led to instability at foot contact. Lyon and Day (1997, 2005) used a single-segment mechanical model in which the body falls freely under the influence of gravity to predict the magnitude of the lateral center of mass fall during the swing phase of step initiation. In the present study, we elaborated on a mechanical model that was based on these last two studies in order to investigate how changes in the parameters of ML APAs can impact on postural stability at foot contact. Such modeling may thus provide further insight into the adaptability of the postural system to environmental constraints.

This study aims to investigate how the CNS controls postural stability during gait initiation when clearing obstacles of different heights and distances. Changes in obstacle height and distance were expected to bring about modulation of the swing phase and give rise to instability. In addition, as daily motor tasks may be performed under various temporal pressure constraints, gait initiation trials were performed in reaction-time (high pressure) and self-initiated (low pressure) conditions. Our previous study (Yiou et al., 2016) showed that the duration of APAs associated with gait initiation when faced with an obstacle was shorter

under high pressure than under low pressure. This difference in duration was compensated by an increase in the amplitude of ML APAs. As only one obstacle height and distance were used (one 20 cm high obstacle, placed at a 20% body height distance from the participant), it can be questioned whether the CNS uses a similar anticipatory postural adaptation to temporal pressure when the obstacle constraints are manipulated. This is particularly the case when height and distance are increased, thereby placing a higher level of stress on the postural system.

This question might be addressed in regards to current theory on motor control, according to which our nervous system would possess neural structures (or internal models) that predict the future state of a system given the current state and the sensorimotor control signals (Wolpert and Flanagan, 2001). Such prediction would allow us to achieve rapid and accurate voluntary behavior despite the difficulties presented by motor noise, delayed sensory feedback, and a complex musculoskeletal apparatus. As stressed in Mille et al. (2012), it is clear that "the anticipatory nature of the APAs involves a role for motor prediction". Specifically, APAs structure would reflect the existence of internal models that predicts the destabilizing effect associated with the stepping (Lyon and Day, 1997, 2005). When stepping over an obstacle, it can therefore be expected that APAs will be scaled according to the potential destabilization associated with obstacle constraints. We thus hypothesize that the stabilizing features of gait initiation are scaled according to the changes in the swing phase duration that is associated with obstacle height and/or distance. More specifically, it is expected that a greater swing phase duration will be associated with larger ML APAs and eventually, a larger base of support in order to maintain unchanged postural stability at swing foot contact. Similar effects of obstacle constraints are expected under low and high temporal pressure conditions. However, APAs of larger amplitude and lower duration are expected in the high pressure condition compared with the low pressure condition. Mechanical modeling of the whole body during gait initiation is expected to reveal the extent to which postural stability at foot contact may be degraded in case ML APAs are not adequately scaled to modifications in swing duration induced by obstacle constraints.

MATERIALS AND METHODS

Participants

Fourteen subjects (eight males and six females, aged 23.2 ± 4 years [mean ± SD], height 173.4 ± 7.3 cm and weight 65.8 ± 8.7 kg) participated in the experiment. All were free of any known neuromuscular disorders. They gave written informed consent after being instructed as to the nature and purpose of the experiment, which was approved by the local ethics committee. The study conformed to the standards set by the Declaration of Helsinki.

Experimental Protocol

Participants were requested to initiate gait as fast as possible with their preferred limb while clearing an obstacle placed in front of them (**Figure 1**). Three conditions of obstacle height (2.5%, 5% and 10% of each subject's height), three conditions of obstacle distance (10%, 20% and 30% of each subject's height) and an obstacle-free control condition were used. The three obstacle distances corresponded to 21%, 42% and 63% of the step length obtained in the control condition, respectively. Each condition of obstacle height and distance was realized in two blocks, which differed in terms of their level of temporal pressure constraint: a reaction-time and a self-initiated block. In the reaction-time block (high temporal pressure), participants were instructed to initiate gait "as soon as possible" after an acoustic signal was given. In the self-initiated block (low temporal pressure), they were instructed to initiate gait when they felt ready, after receiving an "all set" signal; it was made clear that the "all set" signal was not a "go" signal and that they could take as much time as they needed to prepare their movements. The order of conditions within one given block and the order of the blocks were randomized between participants. In each condition, subjects were allowed two familiarization trials. Five trials were then recorded. A 3-min rest was imposed between two successive conditions to avoid fatigue. In each condition, the participants initially stood upright with their feet hip-width apart, their arms hanging loosely either side of their body and their body weight evenly distributed between their legs. The boundaries of their feet in the initial posture were outlined on the force plate, and participants were instructed to systematically reposition their feet within these marks under supervision. They were repeatedly reminded of the task instructions.

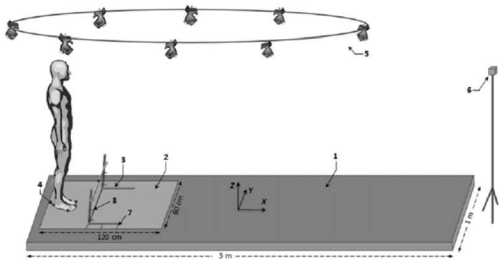

FIGURE 1 | Schematic illustration of the experimental set-up. Key: (1) walkway; (2) force-plate; (3) obstacle; (4) reflective marker; (5) Vicon camera; (6) visual target; (7) obstacle distance marker; and (8) obstacle height marker.

Materials

Gait was initiated on a force plate (600 × 1200 mm, AMTI, Watertown, MA, USA) located at the beginning of a five-meter track (**Figure 1**). The force plate was embedded in the track and was large enough to allow the participant's swing foot to systematically land on it at the end of gait initiation. After crossing the obstacle, participants walked to the end of the track, then stood still for a few seconds before returning to their starting position. The obstacle consisted of a lightweight wooden rod (length: 65 cm; diameter: 1 cm) that rested on two adjustable upright standards. The participant's toes served

as the reference point for positioning the obstacle at the various distances. Reflective skin markers (9 mm in diameter) were placed bilaterally at the hallux (toe marker), head of the fifth metatarsal (metatarsal marker), posterior calcaneus (heel marker) and at the middle of the top of the obstacle (obstacle marker). A V8i VICON eight-camera (Mcam2) motion capture system (Oxford Metrics Ltd., UK) with 64 analog channels was used to record the movement of the foot markers and to detect the position of the obstacle. Kinematic and kinetic data were collected simultaneously at a rate of 500 Hz. Data acquisition and stimulus display were controlled by a custom-made program written in Matlab™ (R2009b, The MathWorks Inc., Natick, MA, USA).

Data Analysis

Kinematic and force plate data were low-pass filtered using a Butterworth filter with a 15 Hz (Mickelborough et al., 2000) and a 10 Hz (Caderby et al., 2014) cut-off frequency, respectively. The ML (yP) and AP (xP) coordinates of the center of pressure were computed from force plate data as follows:

$$yP = \frac{Mx + Fy \times dz}{Fz} \quad (1)$$

$$xP = \frac{-My + Fx \times dz}{Fz} \quad (2)$$

where Mx and My are the moments around the AP and ML axes, respectively; Fy, Fx and Fz are the ML, AP and vertical ground reaction forces, respectively; and dz is the distance between the surface of the force plate and its origin.

Instantaneous acceleration of the center of mass along the AP and ML axes was determined from the ground reaction force according to Newton's second law. Center of mass velocity and displacement were computed by successive numerical integrations of center of mass acceleration using integration constants equal to zero, i.e., initial velocity and displacement null (Brenière et al., 1987). The following instants were determined from biomechanical traces: gait initiation onset (t_0), swing heel off, swing toe off and swing foot contact. T_0 and foot contact were determined from force plate data, whereas heel off and toe off were determined from VICON data. Two t_0 times were estimated, one for the ML axis and one for the AP axis. The t_0 times corresponded to the instants when the ML or AP center of pressure trace deviated 2.5 standard deviations from its baseline value. Heel off and toe off corresponded to the instants when the vertical position of the swing heel marker and the anterior position of the swing toe marker increased by 3 mm from their position in the initial static posture. Foot contact corresponded to the instant when the ML and AP center of pressure traces shifted abruptly laterally towards the swing leg side, and forwardly, respectively (this abrupt shift occurred at the same instant in the two traces).

Mechanical Model

In the present study, the human body was modeled during the swing phase of gait initiation (from toe off to foot contact) as a single conic inverted pendulum which rotates about a fixed point 0 (**Figure 2**). This model was based on work carried out in earlier studies (Jian et al., 1993; MacKinnon and Winter, 1993; Lyon and Day, 1997, 2005). The displacement of this cone had five degrees of freedom on the absolute referential (0, x, y, z), i.e., three translations and two rotations. A new referential (0, x_1, y_1, z_1) was considered after precession ψ around z and nutation θ around x_1, in which the inertia momentum of the body was expressed with its eigenvalues (Winter et al., 1990). The proper rotation ψ around z_1 with respect to ψ and θ was neglected. During the swing phase, we considered that the center of mass was falling laterally under the influence of two forces: the gravity force $P = mg$ (where m is the mass of the solid, and g is the gravitational acceleration) and an elastic restoring force T that reflects active muscular control of the movement (Farley and Morgenroth, 1999; Morasso and Schieppati, 1999), with $T = k|yM|$ (where k is the stiffness of the hip abductor muscles acting on the stance leg side during the swing phase (Winter, 1995) and $|yM|$ is the absolute value of the ML center of mass shift, which was systematically oriented towards the swing leg side (positive values) during the swing phase). The initial position and velocity of the cone corresponded to the position and velocity of the subject's center of mass at toe off. The addition of a restoring force on the conic model was necessary in order to control the initial velocity at toe off. Without this supplementary force, the conic pendulum would fall towards the stance leg side in most trials.

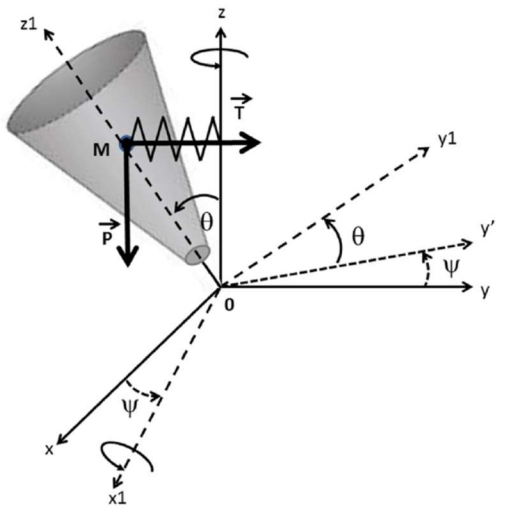

FIGURE 2 | Mechanical model. The mechanical model is represented as a conic inverted pendulum which pivots about a fixed point 0. Body displacement during the swing phase (from toe off to foot contact) presents five degrees of freedom on the absolute referential (0; x; y; z). (0; x_1; y_1; z_1) are the main axes of the inertia momentum of the solid body after precession ψ around z and nutation θ around x_1. The center of mass m falls under the influence of the gravity force P and the elastic restoring force T. The initial position and velocity of the cone correspond to the position and velocity of the subject's center of mass at toe off.

The equation of motion in $(0, x_1, y_1, z_1)$ was:

$$OM \times \left(mg + k\left|\mathrm{yM}\right|\right) = \frac{\mathrm{d}\sigma_{/0}}{\mathrm{d}t} \quad (3)$$

Where $OM = l_M\, z_1$, with l_M: distance of the center of mass along z_1, and $\sigma_{/0}$: angular momentum computed as $\sigma_{/0} = I_{/0}\, \Omega$, where $I_{/0}$ is the diagonal matrix of inertia along the main axes (x_1, y_1, z_1) and Ω is the total angular velocity:

$$\Omega = \dot{\theta} x_1 + \dot{\psi} \sin\theta y_1 + \dot{\psi} \cos\theta z_1 \quad (4)$$

Finally, the differential equations of angular movement were:

$$\ddot{\theta} = \frac{mgl_M \sin\theta + k\left|yM\right| l_M \sin\psi \cos\theta - \dot{\psi}^2 \cos\theta \sin\theta \left(I_{oz_1} - I_{ox_1}\right)}{I_{ox_1}} \quad (5)$$

$$\ddot{\psi} = \frac{k\left|yM\right| l_M \cos\psi \sin\theta - 2\dot{\theta}\dot{\psi} \cos\theta \sin\theta \left(I_{ox_1} - I_{oz_1}\right)}{I_{ox_1} \sin^2\theta + I_{oz_1} \cos^2\theta} \quad (6)$$

The subsequent motion of the model's center of mass was predicted by solving numerically the differential equations of motion using a fourth order Runge-Kutta algorithm. The spherical coordinates numerically computed (l_M, θ, ψ) were then transformed into Cartesian coordinates (x, y, z) in order to compare experimental data with the model's theoretical data.

Dependant Variables

Experimental Variables

Gait initiation was divided into three phases: APAs (from t_0 to heel off), swing foot lift (from heel off to toe off) and swing phase (from toe off to foot contact, **Figure 3**). The duration of APAs along the ML and AP axes were computed separately, because the t_0 times for these two axes did not necessarily occur simultaneously (Caderby et al., 2014). The amplitude of APAs was characterized by the peaks of the backward and lateral center of pressure shift obtained during the APAs time window. Center of mass velocity and displacement along the ML and AP axes were quantified at toe off and foot contact. The ML and AP center of mass position in the initial upright static posture was estimated by averaging the center of pressure position during the 250 ms period preceding the "all set" or the "go" signal, depending on the temporal pressure condition (Yiou et al., 2016). Spatiotemporal features of the swing phase of gait initiation that were investigated included: swing phase duration, AP center of mass velocity at foot contact, step length, step width, and dynamic stability at foot contact. Step length corresponded to the distance covered by the heel marker of the swing leg from the initial posture to foot contact. In addition, the vertical distance between the obstacle and the swing heel and swing toe markers was measured at the time when these markers passed over the obstacle. For each trial in the obstacle condition, the shorter of these two vertical distances was reported; this corresponded to the "foot clearance". An adaptation of the "margin of stability" (MOS) introduced by Hof et al. (2005) was used to quantify ML dynamic stability at foot contact (thereafter referred to as "stability"). The MOS corresponded to the difference between the ML boundary of the base of support ($\mathrm{BOS_{ymax}}$) and the ML position of the "extrapolated center of mass" at swing foot contact ($\mathrm{YcoM_{FC}}$). Thus:

$$\mathrm{MOS} = \mathrm{BOS_{ymax}} - \mathrm{YcoM_{FC}} \quad (7)$$

Because kinematic data showed that participants first landed on the force plate with the swing heel or the swing toe, $\mathrm{BOS_{ymax}}$ was estimated using the ML position of the swing heel or metatarsal marker at foot contact. The ML distance between the position of the swing foot marker at foot contact (heel or toe) and the position of the stance metatarsal marker at t_0 represented step width, and was representative of the size of the ML base of support. Based on the study by Hof et al. (2005) and the results from our previous studies (Caderby et al., 2014; Yiou et al., 2016), the ML position of the extrapolated center of mass at foot contact ($\mathrm{YcoM_{FC}}$) was calculated as follows:

$$\mathrm{YcoM_{FC}} = yM_{FC} + \frac{y'M_{FC}}{\omega_0} \quad (8)$$

where yM_{FC} and $\mathrm{y'M_{FC}}$ are respectively the ML center of mass position and velocity at foot contact, and ω_0 is the eigen frequency of the body, modeled as an inverted pendulum and calculated as follows:

$$\omega_0 = \sqrt{\frac{g}{l}} \quad (9)$$

where $g = 9.81\ \mathrm{m/s^2}$ is the gravitational acceleration and l is the length of the inverted pendulum, which in this study correspond to 57.5% of body height (Winter et al., 1990).

ML dynamic stability at foot contact is preserved on the condition that $\mathrm{YcoM_{FC}}$ is within $\mathrm{BOS_{ymax}}$, which corresponds to a positive MOS. A negative MOS indicates a ML instability and implies that a corrective action (e.g., in the form of an additional lateral step) is required to maintain balance.

Theoretical Variables

In order to test the validity of the model, the theoretical ML position and velocity of the center of mass at foot contact were computed by implementing the model with the initial center of mass set (ML center of mass position and velocity at foot off) and the swing phase duration obtained in each of the experimental trials. This gave theoretical values which were then compared with the experimental ones. The ML APAs were found to be scaled with swing duration in the experimental conditions (see "Results" Section); thus, these theoretical values are referred to the "theoretical conditions with APAs scaling". The model was then used to assess whether postural stability at foot contact would be degraded if the ML APAs were not scaled to swing duration, i.e., if there was no adaptation of the initial center of mass set to the obstacle height and distance. For this purpose, the theoretical ML position and velocity of

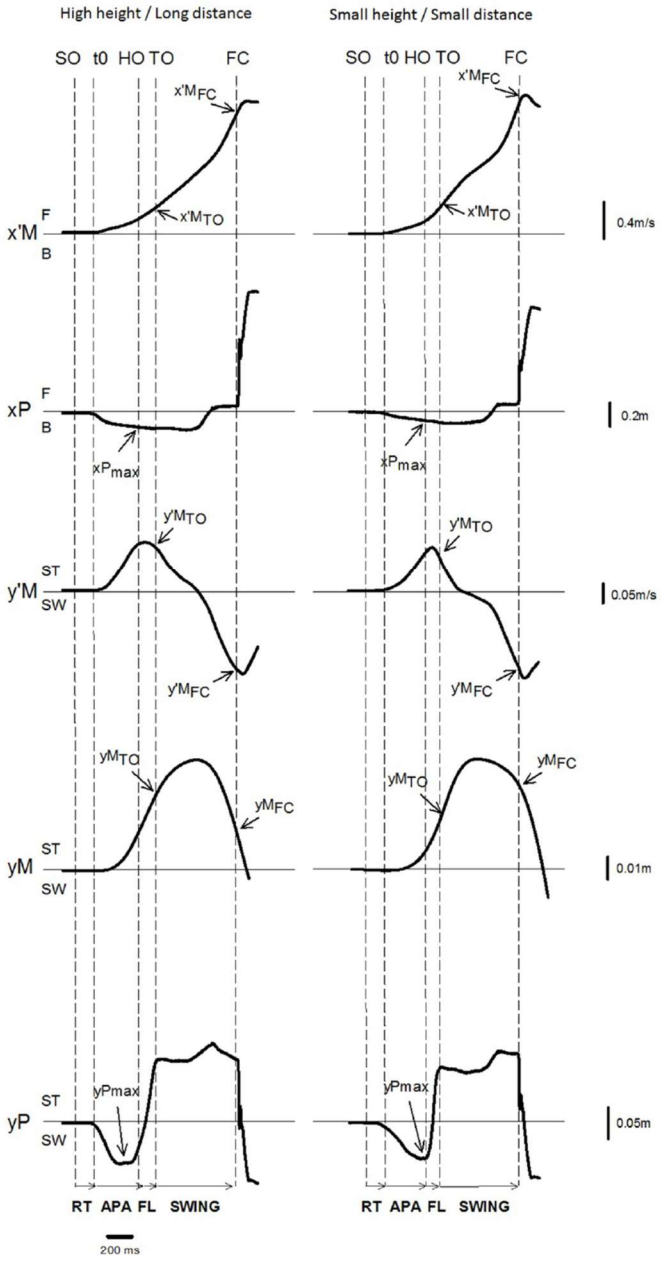

FIGURE 3 | Example of biomechanical traces and representation of the main experimental variables obtained for one representative subject initiating gait (one trial) in the reaction-time condition with the high height/long distance condition (left) and the small height/small distance condition (right). *Anteroposterior (AP) direction* x'M: center of mass (COM) velocity; $x'M_{TO}$, $x'M_{FC}$: COM velocity at foot off and at foot contact. xP: center of pressure (COP) displacement; *x*Pmax: peak of COP displacement during APAs; F: forward; B: backward. *Mediolateral (ML) direction* y'M: ML COM velocity; $y'M_{TO}$, $y'M_{FC}$: COM velocity at foot off and foot contact; yM: ML COM displacement; yM_{FC}: COM displacement at foot contact; yP: ML COP displacement; yPmax: peak of COP displacement during APAs; and ST: stance limb; SW: swing limb. *Vertical dashed lines* SO: Go signal onset (in the reaction-time condition only); t_0 onset variation of biomechanical traces; HO: swing heel off; FO: swing foot off; FC: swing foot contact. *Horizontal arrows*: RT: time-windows for reaction-time; APA: anticipatory postural adjustments FL: foot lift; SWING: swing phase.

the center of mass at foot contact were again computed, but this time by implementing the model with: (i) the mean ML position and velocity of the center of mass at foot off obtained for each subject in the reaction-time and self-initiated obstacle-free (control) conditions; and (ii) the swing phase duration obtained in each experimental trial. The theoretical extrapolated center of mass position and the theoretical MOS at foot contact were then calculated by following the same procedure used for the experimental data. The theoretical values obtained with this procedure are referred to as the "theoretical conditions without APA scaling".

Statistics

Mean values and standard deviations were calculated for each variable in the experimental and theoretical conditions. The normality of data was checked using the Kolmogorov-Smirnov test and the homogeneity of variances was checked using the Bartlett test. To test the influence of obstacle height, obstacle distance and temporal pressure, a [3 ("obstacle height": 2.5%, 5% and 10% of the subject's height) × 3 ("obstacle distance": 10%, 20% and 30% of the subject's height) × 2 ("temporal pressure": reaction-time and self-initiated)] ANOVA with repeated measures was used on each experimental variable.

To test the validity of the model, a [3 ("obstacle height") × 3 ("obstacle distance") × 2 ("temporal pressure") × 2 ("modeling with APAs scaling": experimental conditions vs. theoretical conditions with APA scaling)] was used on the following variables: ML center of mass position and velocity, ML extrapolated center of mass, and MOS at foot contact. Linear correlations between these experimental and theoretical variables were calculated using Pearson's correlation coefficient. Finally, to test the effect of APA scaling on postural stability, a [3 ("obstacle height") × 3 ("obstacle distance") × 2 ("Modeling without APA scaling": experimental conditions vs. theoretical conditions with no APA scaling)] RM ANOVA was used on the following variables: ML center of mass position and velocity, ML extrapolated center of mass, and MOS at foot contact. The alpha level was set at 0.05. A Tukey *post hoc* test was used when necessary.

RESULTS

Description of the Biomechanical Traces in the Experimental Conditions

The time course of the biomechanical traces was globally similar in the different temporal and obstacle conditions. The traces obtained in two representative conditions are reported in **Figure 3**. Swing heel off was systematically preceded by postural dynamics that corresponded to APAs. During these APAs, the center of pressure displacement reached a peak value in a backward direction (see the negative variation of the xP trace in **Figure 3**) and towards the swing leg side (negative variation of the yP trace), while the center of mass velocity was directed forwards (positive variation of the x'M trace) and towards the stance leg side (positive variation of the y'M trace). The ML center of mass velocity trace reached a first peak value towards the stance leg side at around heel off. This trace, then fell towards the swing leg side and a second peak value towards this side was reached a few milliseconds after foot contact. The ML center of mass shift trace was bell-shaped and reached a peak value toward the stance leg side at the beginning of the swing phase. The AP center of mass velocity increased progressively until it reached a peak value a few milliseconds after swing foot contact, while the center of mass was continuously shifted forward. Differences across the conditions are reported in the paragraphs below.

Stability

Height Effect

Stability can be evaluated from foot clearance and the MOS. The risk of the swing foot striking the obstacle, which might then endanger balance, increased as foot clearance decreased. The MOS is used to quantify ML dynamic stability at foot contact. The results showed that the foot clearance significantly decreased with obstacle height ($F_{(2,26)} = 9.25$, $p < 0.001$; **Figure 4**). In contrast, there was no significant effect of the obstacle height on the MOS value ($F_{(2,26)} = 2.57$, $p > 0.05$) and related center of mass components, i.e., the ML center of mass shift ($F_{(2,26)} = 0.31$, $p > 0.05$) and velocity ($F_{(2,26)} = 0.46$, $p > 0.05$), and extrapolated center of mass position at foot contact ($F_{(2,26)} = 1.95$, $p > 0.05$).

Distance Effect

The results showed that foot clearance also significantly decreased with obstacle distance ($F_{(2,26)} = 30.07$, $p < 0.001$; **Figure 4**). There was no effect of the obstacle distance on the MOS ($F_{(2,26)} = 0.01$, $p > 0.05$), the ML center of mass shift ($F_{(2,26)} = 0.99$, $p > 0.05$) and velocity ($F_{(2,26)} = 0.64$, $p > 0.05$), and the extrapolated center of mass position at foot contact ($F_{(2,26)} = 0.11$, $p > 0.05$).

Temporal Pressure Effect

There was no significant effect of the temporal pressure on the following variables: foot clearance ($F_{(1,13)} = 3.77$, $p > 0.05$), MOS value ($F_{(1,13)} = 0.96$, $p > 0.05$), ML center of mass shift ($F_{(1,13)} = 0.95$, $p > 0.05$) and velocity ($F_{(1,13)} = 0.55$, $p > 0.05$) and extrapolated center of mass position at foot contact ($F_{(1,13)} = 0.35$, $p > 0.05$).

Postural and Foot Lift Phase

Height Effect

The results showed that there was a significant effect of the obstacle height on the duration of APAs along the ML axis ($F_{(2,26)} = 5.63$, $p < 0.01$, **Figure 5**) and the AP axis ($F_{(2,26)} = 9.38$, $p < 0.001$), and on the duration of the foot-lift phase ($F_{(2,26)} = 6.18$, $p < 0.01$). Each of these temporal variables decreased when the obstacle height increased. With regard to the spatial variables, results showed that both the peak of anticipatory ML center of pressure shift ($F_{(2,26)} = 21.44$, $p < 0.001$) and the ML center of mass velocity at toe off ($F_{(2,26)} = 4.36$, $p < 0.05$) significantly increased with obstacle height. In contrast, the peak of anticipatory backward center

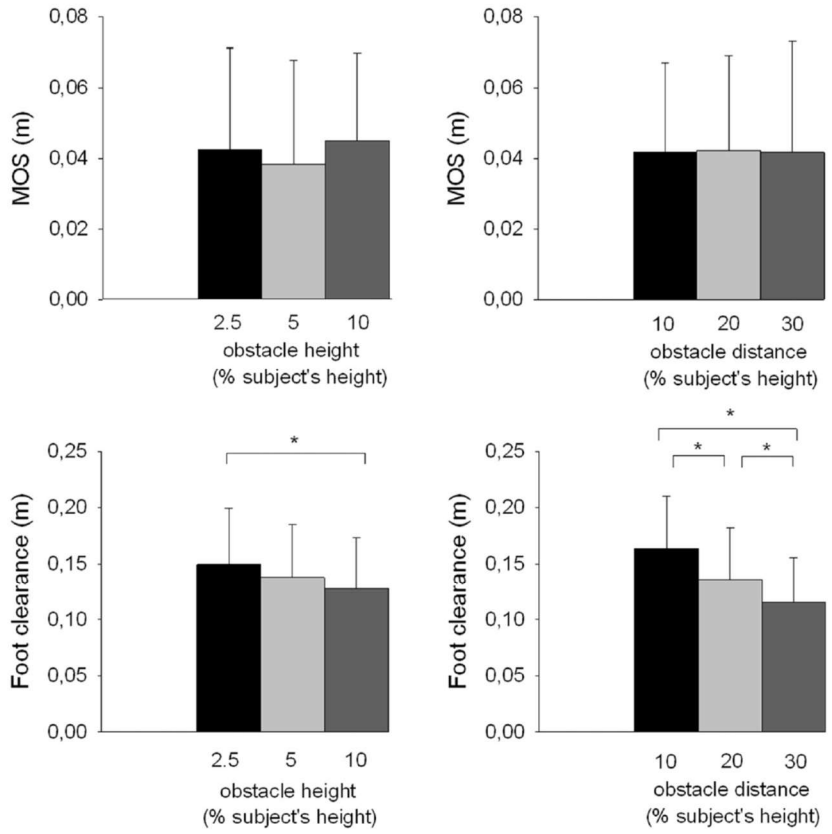

FIGURE 4 | Effects of obstacle height and distance on stability parameters. Reported are mean values (all participants together) ± 1 SD. MOS, margin of stability. *Indicates a significant difference between bars.

of pressure shift ($F_{(2,26)} = 11.43$, $p < 0.001$), the differential between the center of pressure and the center of mass position $F_{(2,26)} = 8.15$, $p < 0.01$) and the forward center of mass velocity at toe off ($F_{(2,26)} = 13.86$, $p < 0.001$) significantly decreased with obstacle height. The obstacle height constraint therefore had a similar effect on the temporal component of APAs along the AP and ML axes, but had an opposite effect on the spatial component of APAs along these two axes.

Distance Effect

Increasing the obstacle distance had a very different effect on the postural and foot lift phases compared with increasing the obstacle height. Indeed, the results showed that obstacle distance had no significant effect on the duration of APAs along the ML axis ($F_{(2,26)} = 1.44$, $p > 0.05$). However, it did have a significant effect on the APA duration along the AP axis ($F_{(2,26)} = 3.77$, $p < 0.05$) and on the duration of the foot lift ($F_{(2,26)} = 21.53$, $p < 0.001$). Specifically, these two variables increased with obstacle distance. The results further showed that there was no significant effect of the obstacle distance on the following spatial variables: peak of anticipatory ML ($F_{(2,26)} = 0.62$, $p > 0.05$) and AP center of pressure shift ($F_{(2,26)} = 1.00$, $p > 0.05$), ML ($F_{(2,26)} = 1.78$, $p > 0.05$) and AP ($F_{(2,26)} = 2.18$, $p > 0.05$) center of mass shift at toe off, and ML center of mass velocity at toe off ($F_{(2,26)} = 1.30$, $p > 0.05$). In contrast, the forward center of mass velocity at toe off increased significantly with obstacle distance ($F_{(2,26)} = 30.51$, $p < 0.001$).

Temporal Pressure Effect

The results showed that the following temporal variables were significantly shorter in the reaction-time block than in the self-initiated block: duration of APAs along the AP axis ($F_{(1,13)} = 61.63$, $p < 0.001$) and ML axis ($F_{(1,13)} = 31.6$, $p < 0.001$), and duration of foot lift ($F_{(1,13)} = 16.99$, $p < 0.01$). The following spatial variables reached a significantly larger value in the reaction-time block than in the self-initiated block: peak of anticipatory ML ($F_{(1,13)} = 20.04$, $p < 0.001$) and AP ($F_{(1,13)} = 41.82$, $p < 0.001$) center of pressure shift, and ML center of mass velocity at foot off ($F_{(1,13)} = 11.60$,

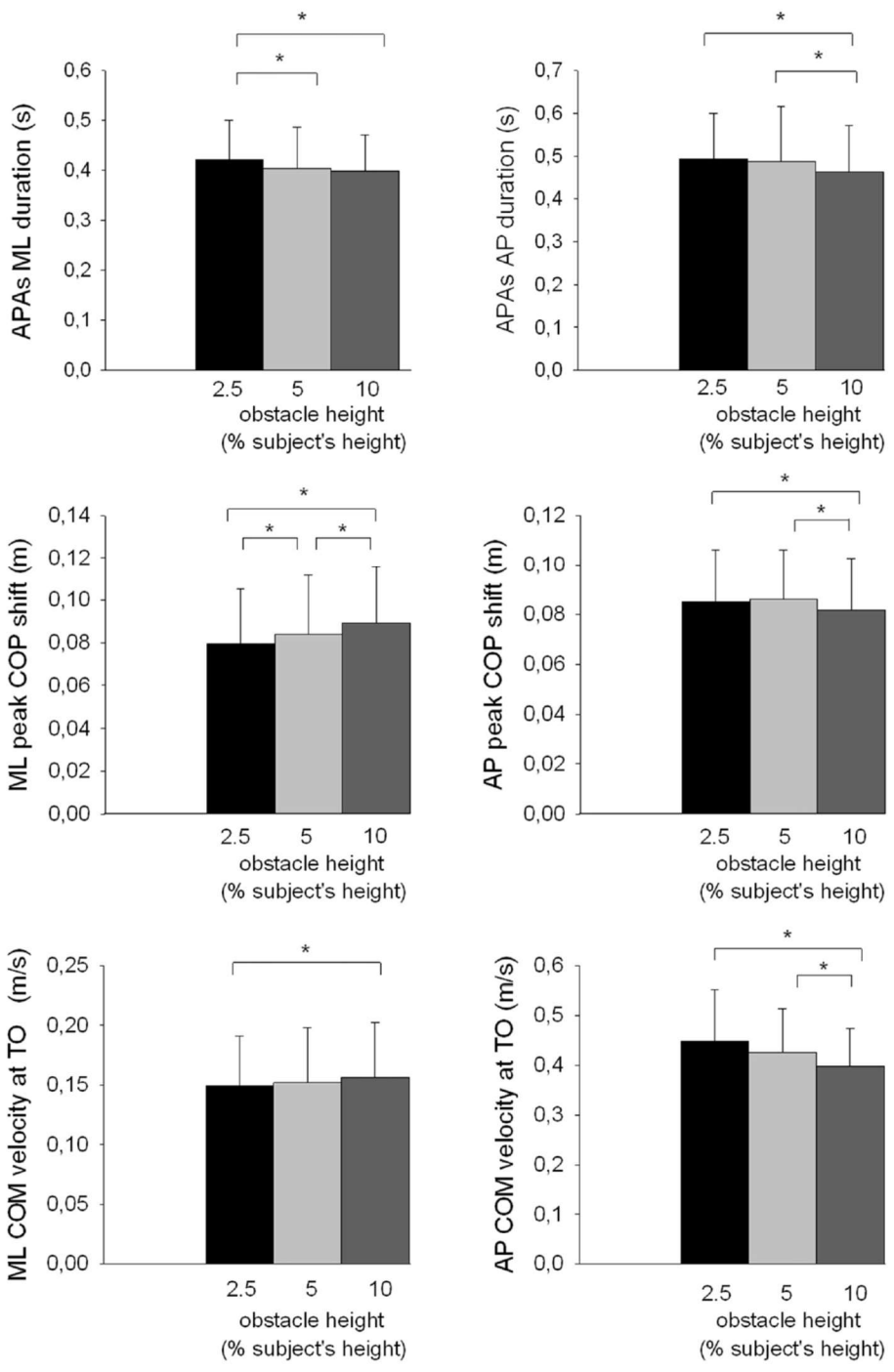

FIGURE 5 | Effects of obstacle height on selected ML and AP postural parameters. Reported are mean values (all participants together) ± 1 SD. APAs, anticipatory postural adjustments; TO, toe off; COP, center of pressure; COM, center of mass. *Indicates a significant difference between bars.

$p < 0.01$). In contrast, the ML ($F_{(1,13)} = 1.98$, $p > 0.05$) and AP ($F_{(1,13)} = 2.45$, $p > 0.05$) shift of the center of mass at foot off were not significantly different for the two temporal pressure blocks.

Swing Phase

Height Effect

The results showed that the duration of the swing phase significantly increased with obstacle height ($F_{(2,26)} = 58.07$, $p < 0.001$). In contrast, there was no significant effect of the obstacle height on the step length ($F_{(2,26)} = 2.77$, $p > 0.05$), step width ($F_{(2,26)} = 0.59$, $p > 0.05$) and motor performance (in terms of forward center of mass velocity at swing foot contact; $F_{(2,26)} = 0.74$, $p > 0.05$). Finally, the results showed that there was no change in swing foot strike patterns with changes to obstacle height; here, subjects landed on the force plate with the heel first in 85% of the trials.

Distance Effect

The results showed that there was no effect of the obstacle distance on the duration of the swing phase ($F_{(2,26)} = 2.57$, $p > 0.05$) and step width $F_{(2,26)} = 0.05$, $p > 0.05$). In contrast, there was a significant effect of the obstacle distance on the step length ($F_{(2,26)} = 23.05$, $p < 0.001$) and motor performance ($F_{(2,26)} = 6.72$, $p < 0.01$). Both variables increased with distance. Finally, the results showed that there was a significant effect of obstacle distance on the foot strike pattern, with the ratio of forefoot strike increasing with obstacle distance ($F_{(2,26)} = 7.37$, $p < 0.01$). This ratio increased from 6.7% for the small distance obstacle condition to 20.7% for the long distance obstacle condition.

Temporal Pressure Effect

The results showed that there was a significant effect of the temporal pressure on the duration of the swing phase ($F_{(1,13)} = 10.81$, $p < 0.01$). This duration was longer in the reaction-time block than in the self-initiated block. In contrast, there was no effect of the temporal pressure on the following variables: step length ($F_{(1,13)} = 0.58$, $p > 0.05$), step width ($F_{(1,13)} = 0.20$, $p > 0.05$), motor performance ($F_{(1,13)} = 0.04$, $p > 0.05$) and foot strike pattern (the mean percentage of the heel-strike pattern was 86%).

Validation of the Mechanical Model

A visual analysis of **Figure 6** illustrates the excellent fit between the experimental traces and those obtained with the mechanical model. The best fit between experimental (dashed line) and theoretical (full line) data was obtained for a stiffness of the hip abductor muscles of about 1000 N/m. This value corroborates with previous data in the literature (Morasso and Schieppati, 1999). This corresponds to a restoring force of approximately $T = 50$ N, applied at the center of mass. This close fit was further strengthened by the finding that there was no significant effect of the factor "modeling with APA scaling" on the MOS and on the related center of mass components. In addition, there was no interaction between this factor and obstacle height, obstacle distance and temporal pressure for any of these variables. In contrast, there was a significant positive correlation between the theoretical data (obtained in the conditions with ML APA scaling) and the experimental data for the MOS ($r = 0.42$, $p < 0.05$), the ML center of mass position ($r = 0.94$, $p < 0.001$) and the ML center of mass velocity ($r = 0.72$, $p < 0.001$) at foot contact. Collectively, these results validate the mechanical model.

Comparison of Experimental Data and Theoretical Data Obtained in the Conditions Without Mediolateral APA Scaling

In the theoretical conditions without ML APA scaling, the same initial ML center of mass set used in the control condition (obstacle-free condition) was introduced into the conditions where an obstacle had to be cleared (see "Materials and Methods" Section). The results showed there was a significant effect of the factor "modeling without APA scaling" on the MOS ($F_{(2,26)} = 4.77$, $p < 0.05$) and with the exception of the ML center of mass position at foot contact ($F_{(2,26)} = 1.63$, $p > 0.05$), on each of the MOS-related center of mass components, i.e., peak of ML velocity ($F_{(2,26)} = 8.73$, $p < 0.001$) and extrapolated center of mass ($F_{(2,26)} = 4.84$, $p < 0.05$) at foot contact. Specifically, the mean MOS value was significantly lower in the theoretical conditions compared with the experimental conditions, and the extrapolated center of mass reached positions closer to the lateral boundary of the base of support. In addition, the peak of ML center of mass velocity at foot contact—which was directed towards the swing leg side—reached a greater value in the theoretical conditions than in the experimental conditions. Also, there was a "modeling without APA scaling" × "obstacle height" interaction on the MOS ($F_{(2,26)} = 4.77$, $p < 0.05$) and on each related variable. Most interestingly, the difference in the MOS value between the experimental and theoretical conditions without APA scaling increased progressively when the obstacle height increased (**Figure 7**). A negative MOS value was even reached for the middle height obstacle. Finally, the results showed that there was no significant "modeling without APA scaling" × "obstacle distance" interaction ($F_{(2,26)} = 0.22$, $p > 0.05$) or "modeling without APA scaling" × "temporal pressure" interaction ($F_{(2,26)} = 0.16$, $p > 0.05$). These results thus illustrate how postural stability can be expected to degrade in cases where ML APAs are not scaled according to swing duration.

DISCUSSION

The goal of the present study was to investigate how the CNS controls postural stability during gait initiation when negotiating obstacles of different heights and distances under low and high temporal pressure constraints. Based on a mechanical model of the body falling laterally under the

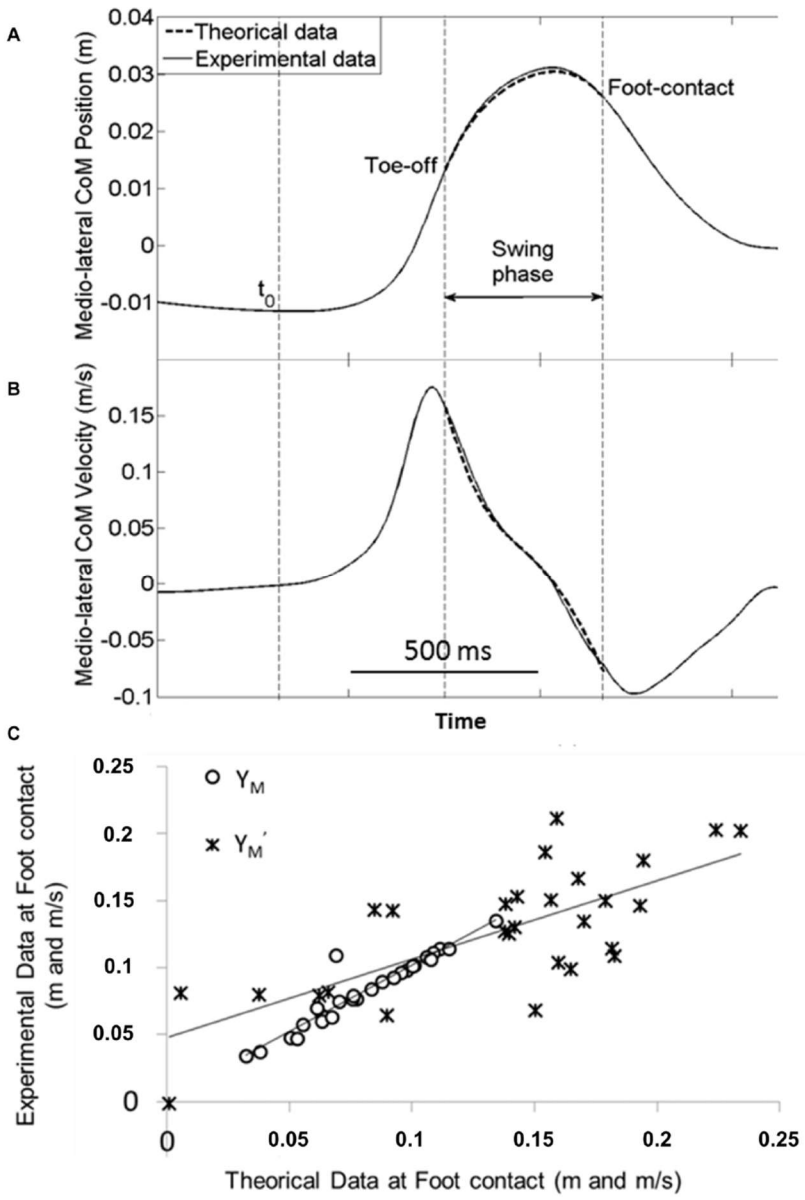

FIGURE 6 | Validation of the mechanical model. Typical experimental (full line) and theoretical (dash line) time-course traces of the ML center of mass shift **(A)** and velocity **(B)** are superimposed during the swing phase (from swing foot off to foot contact). Traces are obtained from one representative subject in the reaction-time condition with the medium height and short distance obstacle. **(C)** Example of linear regression between experimental vs. theoretical data obtained in the obstacle free (control) condition. Each point represents the average value of the ML center of mass position (Y_M) and velocity (Y_M') at foot contact in the control conditions (self-initiated and reaction-time conditions pooled together) for each of the 14 subjects. Note the excellent fit between the experimental and theoretical data.

influence of gravity and submitted to an elastic restoring force, the functional link between the observed ML APA scaling and the maintenance of postural stability across the experimental conditions was first discussed. This was followed by a discussion of the way in which the AP and ML components of APAs need to be coordinated to ensure safe body progression. Globally, the results illustrate the capacity of the CNS to adapt coordination between the postural and focal

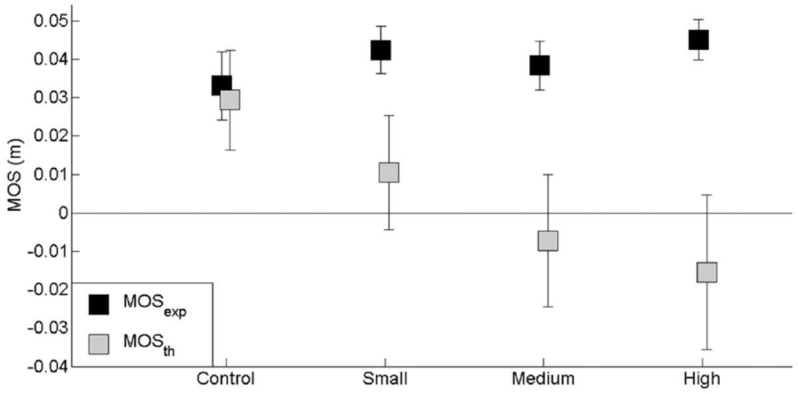

FIGURE 7 | Effects of obstacle height on the experimental (MOS_{exp}) and theoretical (MOS_{th}) "margin of stability" (MOS) values computed in the conditions with no APA scaling. The height of the obstacle is indicated in the abscissa (small, medium and high). In the control condition, there was no obstacle. Reported are mean values (all participants together) ± 1 SD. Note that the experimental MOS values remained unchanged, while theoretical MOS values decreased with obstacle height.

components of a motor task to meet various spatial and temporal constraints.

Scaling Mediolateral APAs to Swing Duration Allows the Maintenance of Postural Stability

As expected, increasing the obstacle height resulted in a significant increase in swing duration (Chou et al., 2001; Hahn and Chou, 2004), thereby mechanically increasing the potential for lateral imbalance during the swing phase of gait initiation. Indeed, previous studies have reported that the swing phase of gait initiation could be assimilated to a ML (Lyon and Day, 1997, 2005) and forward (Lepers and Brenière, 1995) ballistic center of mass fall around the stance ankle, with gravity being the main motor of action. Increasing the duration of this phase may therefore theoretically lead to a larger center of mass motion and velocity at the end of this ballistic phase, i.e., at foot contact. The original model of the whole body falling towards the swing leg side after swing foot off, which was developed in the present study, is in accordance with this statement. Indeed, when the initial center of mass set (i.e., center of mass shift and velocity at foot off) remained the same as in the obstacle-free condition, it was found that artificially increasing the swing phase duration directly impacted on the center of mass set at foot contact. As a consequence, postural stability at this instant was degraded, as revealed by a decrease in the theoretical MOS values. In contrast to this effect of obstacle height, increasing the obstacle distance did not result in any significant change in the swing phase duration. This is coherent with the finding that both step length and step velocity increased with obstacle distance. Thus, as expected, the theoretical center of mass set at foot contact and the related degree of postural stability remained unchanged when this distance increased.

Although the theoretical model revealed the potential for increased instability with obstacle height, the results obtained in the experimental conditions showed that there was no main effect of obstacle height on the center of mass set at foot contact and on the related level of stability. Similar findings were observed in recent studies (Chou et al., 2001; Hahn and Chou, 2004) that examined the clearance of obstacles of varying height during steady walking. This led the authors to suggest the existence of some forms of adaptive postural mechanisms, although these mechanisms were not described. The present results show that the anticipatory peak of ML center of pressure shift increased along with obstacle height. This increase is responsible for a subsequent increase in the ML center of mass velocity at toe off. As stated above, it is clear from the theoretical model that if such an increase in the initial center of mass set had not occurred when the obstacle height increased, a lower state of postural stability would have been reached at foot contact, as shown by the lower theoretical MOS values. Thus, in order to maintain an equivalent stability in the experimental conditions, the additive strategy would be needed to compensate for insufficient APAs, e.g., in the form of lateral stepping so as to increase the base of support width (Zettel et al., 2002; Caderby et al., 2014). If this is still insufficient, because not enough time is available to position the swing foot laterally, a strategy of lateral leg crossover stepping, linked with a high risk of lateral falling (Patton et al., 2006), may be necessary to recover balance. Our results thus show that the CNS precisely scales the ML APAs to the duration of the swing phase, so as to maintain an equivalent postural stability at foot contact across the experimental conditions. The finding that obstacle distance had no influence on ML APAs parameters and the related initial center of mass set (in contrast with obstacle height) is in line with this statement, because swing duration did not vary with this obstacle feature.

The present findings are in accordance with the notion that postural stability at the end of a voluntary leg movement is a

major parameter taken into account during the programming of APAs (Do et al., 1991; Nouillot et al., 2000). Do et al. (1991) used a lower limb flexion-extension executed as fast as possible to test the influence of final stability on APAs. The initial body posture was bipedal, while the final one was either bipedal (stable posture) or unipedal (unstable posture). The biomechanical and electromyographic data showed that ML APAs were larger when the final posture was unstable, because of the need to propel the center of mass further (i.e., above the stance foot) to maintain stability in the final posture. Similarly, the amplitude of the ML APAs in the present study increased along with the potential for instability at foot contact, which corresponded to the end of the gait initiation process. In contrast to the study by Do et al. (1991), the potential for increased instability at the end of gait initiation was masked in our study, because the MOS remained the same across the experimental conditions. A similar remark can be made with regard to previous studies which focused on the effect of various environmental (Chou et al., 2001; Hahn and Chou, 2004; Yiou et al., 2011, 2016) or temporal constraints (Yiou et al., 2012b; Hussein et al., 2013; Caderby et al., 2014) on the control of ML stability during dynamic tasks (e.g., leg flexion, gait initiation and steady walking). In the present study, this potential for instability was revealed in the theoretical trials, where it was found that without APA scaling the MOS values decreased when obstacle height was increased. The present results thus demonstrate the imperative need to adequately scale the ML APAs features to the swing phase duration in order to maintain an optimal stability. Moreover, the invariance of the MOS value across the experimental conditions, despite the presence of potential instability, adds to the growing evidence that this parameter may function as a balance control parameter, as previously suggested in the literature (e.g., Yiou et al., 2011, 2012b; Caderby et al., 2014; Nakano et al., 2016).

This invariance implies that the CNS is able to precisely predict the potential instability elicited by obstacle clearance and that it scales the spatiotemporal parameters of the ML APAs accordingly. The results of this study are thus in accordance with the view that in programming APAs, the CNS uses internal models that takes into account the dynamic consequences of an expected perturbation and generates responses to counter their effect (e.g., Flanagan and Wing, 1997; Wing et al., 1997). More specifically, internal models would be used to predict the effect of the gravitational forces acting on the whole-body during obstacle clearance. This prediction would serve to program, adaptive APAs so as to maintain unchanged stability despite the variations in obstacle constraints. The notion that internal models integrate external forces (such as gravity or Coriolis forces) acting on body segments to plan and execute movements, has been classically proposed for various voluntary upper limb movements, such as grip force with load during object manipulation (e.g., Johansson and Cole, 1992; Flanagan and Wing, 1997; Kawato, 1999; Wolpert and Flanagan, 2001), arm movement in the vertical plane (e.g., Papaxanthis et al., 2005; Gaveau and Papaxanthis, 2011), arm reaching (Cohn et al., 2000) etc. The results of the current study further suggest that such internal models of gravity may also be used to plan and execute the postural component of a whole body motor task.

Coordination Between Mediolateral and Anteroposterior Components of APAs Allows Safe Body Progression

Surprisingly, the results also showed that the duration of both the ML APAs and the foot lift phase decreased with obstacle height. Less time was therefore allocated by participants to propelling the center of mass laterally before triggering the ballistic phase of gait initiation. This reduction in time may seem at odds with the need to increase the ML center of mass set at foot off, as argued above. We propose that it is linked to the spatial constraints exerted on the progression velocity in the AP direction. It can indeed reasonably be speculated that delaying the time of swing foot off in the presence of a high obstacle would increase the forward fall of the center of mass (allowing participants to get closer to the obstacle), as well as the amplitude of the forward center of mass velocity at foot off (Lepers and Brenière, 1995). By so doing, less time would then be allocated for clearing the obstacle with the trailing leg during the following swing phase, with a consequent increased risk of tripping over the obstacle. Instead, the results showed that the forward center of mass shift and velocity at foot off both decreased with obstacle height, which might be a combined effect of this shortened delay for swing foot off with the reduced amplitude of the anticipatory backward center of pressure shift. The amplitude of AP and ML APAs were thus both scaled according to swing duration but in an opposite way. Note that a similar strategy for AP APAs attenuation has already been reported in a study that compared stepping over an obstacle in reaction to rapid surface translation with stepping when there is no obstacle to be cleared (Zettel et al., 2002). The reduction in time taken to lift the swing foot might reflect a protective strategy directed to clear the obstacle safely by reducing the chances of contact between the trailing leg and the obstacle. It is however noteworthy that the vertical distance between the swing foot and the top of the obstacle at the time of obstacle clearance (i.e., the "foot clearance") decreased with obstacle height. In our trials, we did not observe any obstacle contact; thus, we believe that the obstacle (height and distance) and the velocity constraints of the present study were not putting young, healthy participants at risk of forward tripping.

Given the precise scaling of the initial ML center of mass set required to maintain stability across the obstacle conditions (see **Figure 7**), the present findings suggest that the CNS must necessarily have taken into account the reduction in time allocated to lift the swing foot to program the ML APAs' amplitude. Part of the observed increase in the peak of anticipatory ML center of pressure shift may therefore serve to compensate for this shortened duration so that an adequate initial ML center of mass set can be reached to maintain stability. In other words, it is likely that constraints imposed on the progression direction (which are likely responsible for the reduction in time allocated for swing toe off, as argued above) were integrated into the programming of APAs in the ML direction. This statement adds to the growing evidence that the CNS exerts a global control over the anticipatory postural dynamics in the horizontal plane (Caderby et al., 2014) rather than an independent control of APAs along the AP and ML

axes and on the associated postural function (forward body progression and ML stability, respectively). This coordination between the ML and AP components of APAs thus seems to be an imperative condition for both safely clearing the obstacle and reaching a stable state at foot contact. Thus, in addition to the need to coordinate each postural component of the task (the AP and the ML postural components) with the focal one, the CNS also needs to coordinate the postural components between them so that participants can safely clear the obstacle.

Temporal Pressure-Induced Adaptive Changes of Mediolateral and Anteroposterior APAs

Compensation for a reduced ML APAs duration by an increase in the ML APAs amplitude was found in the present study when comparing the high and low temporal pressure conditions. Specifically, the duration of APAs in the high pressure condition was shorter and the peaks of anticipatory ML and AP center of pressure shift were larger than in the low pressure condition. A similar effect of temporal pressure was previously reported in the literature for various stepping tasks such as gait initiation with or without an obstacle to clear (Yiou et al., 2016), or rapid leg flexion (Yiou et al., 2012b; Hussein et al., 2013). It is presumed that these changes in the spatiotemporal APAs parameters under high temporal pressure reflect a strategy to hasten the onset of the voluntary movement (swing foot off) so as to meet the instruction to initiate the step as soon as possible after the GO signal, while maintaining the same stability and progression velocity. Obstacle height and temporal pressure, thus induced similar adaptive changes in the ML APAs parameters. This similitude could be explained by the fact that increasing the obstacle height and the temporal pressure level both required an earlier swing foot off and induced a longer swing phase duration. For this reason, combining these two constraints in one single condition (i.e., clearing a high obstacle within a high temporal pressure) may have been particularly challenging for the postural control system. The fact that postural stability was maintained in such a challenging condition further reveals the adaptability of this system.

The present results may be discussed in regards to recent studies which focused on the effect of temporal pressure on ML stability during ongoing walking with the goal to cross an obstacle (e.g., Moraes et al., 2007; Nakano et al., 2015, 2016). In these studies, participants avoided a virtual planar obstacle that could suddenly appear one step before the obstacle crossing, thus inducing a temporal pressure. In the condition without temporal pressure (control condition), the obstacle could be seen by participants when they stood in their initial posture. Under temporal pressure, the authors found that the extrapolated center of mass position at the swing foot contact was located further toward the swing leg side as compared to the control condition. The MOS however, remained unchanged because of a greater lateral step placement. In the present study, no such effect of temporal pressure on the actual and extrapolated center of mass position or on foot placement was observed. The MOS and the related center of mass components remained, however the same as in the low temporal pressure condition. This invariance was due to the above reported changes in APAs parameters with temporal pressure. These discrepancies between the present study and the literature might possibly be ascribed to the time allocated to plan an efficient anticipatory strategy to maintain postural stability. In the present study, participants could indeed visually catch the features of the obstacle largely before the imperative "go" signal in the high pressure condition. In other words, they had plenty of time to predict the postural disturbance associated with the forthcoming task, and they could thus plan the APAs parameters accordingly. In line, MacKinnon et al. (2007) reported that the spatiotemporal features of APAs for gait initiation were progressively assembled before the deliverance of the "go" signal. In contrast, in the above reported studies, the obstacle appeared just one step before it had to be cleared. Participants had therefore much less time than in the present study to plan in advance the level of anticipatory postural dynamics required to maintain stability at foot-contact. Such a situation may potentially be detrimental to stability since it is known that vision is used in a feedforward rather than in on-line mode to regulate obstacle clearance during ongoing locomotion (Patla and Vickers, 1997). To maintain stability, participants in these studies thus needed to use an additive strategy of lateral foot placement to maintain stability. Future studies will investigate this hypothesis by enabling participants to catch the obstacle features with various delays before and after the deliverance of the "go" signal.

CONCLUSION

The results of this study show that the CNS is able to scale and coordinate the ML and AP components of APAs according to obstacle constraints and related variations in swing duration. This capacity allows participants to safely clear the obstacle and maintain optimal postural stability. These results were strengthened by the findings obtained with the mechanical model, which revealed how stability would be degraded if the ML APAs were not scaled to swing duration. These findings imply that the CNS is able to precisely predict the potential instability elicited by obstacle clearance and that it scales the spatiotemporal parameters of APAs according to this prediction. The results offer a better understanding of how the body adapts to environmental constraints in order to ensure safe and efficient whole-body progression. In a future study, we will investigate the strategies of young, healthy adults and compare them with those adopted by older adults (fallers and non-fallers) in the maintenance of stability in a similarly complex environment.

AUTHOR CONTRIBUTIONS

EY, RA, CT, OL, PF: designed the study; collected, analyzed and interpreted the data; drafted and revised the manuscript; gave final approval.

FUNDING

This research was funded by the French Government.

REFERENCES

Brenière, Y., Do, M. C., and Bouisset, S. (1987). Are dynamic phenomena prior to stepping essential to walking? *J. Mot. Behav.* 19, 62–76. doi: 10.1080/00222895.1987.10735400

Brunt, D., Liu, S. M., Trimble, M., Bauer, J., and Short, M. (1999). Principles underlying the organization of movement initiation from quiet stance. *Gait Posture* 10, 121–128. doi: 10.1016/s0966-6362(99)00020-x

Caderby, T., Yiou, E., Peyrot, N., Begon, M., and Dalleau, G. (2014). Influence of gait speed on the control of mediolateral dynamic stability during gait initiation. *J. Biomech.* 47, 417–423. doi: 10.1016/j.jbiomech.2013.11.011

Chou, L., Kaufman, K. R., Brey, R. H., and Draganich, L. F. (2001). Motion of the whole body's center of mass when stepping over obstacles of different heights. *Gait Posture* 13, 17–26. doi: 10.1016/s0966-6362(00)00087-4

Cohn, J. V., DiZio, P., and Lackner, J. R. (2000). Reaching during virtual rotation: context specific compensations for expected coriolis forces. *J. Neurophysiol.* 83, 3230–3240.

Do, M. C., Nouillot, P., and Bouisset, S. (1991). Is balance or posture at the end of a voluntary movement programmed? *Neurosci. Lett.* 130, 9–11. doi: 10.1016/0304-3940(91)90215-f

Farley, C. T., and Morgenroth, D. C. (1999). Leg stiffness primarily depends on ankle stiffness during human hopping. *J. Biomech.* 32, 267–273. doi: 10.1016/s0021-9290(98)00170-5

Flanagan, J. R., and Wing, A. M. (1997). The role of internal models in motion planning and control: evidence from grip force adjustments during movements of hand-held loads. *J. Neurosci.* 17, 1519–1528.

Gaveau, J., and Papaxanthis, C. (2011). The temporal structure of vertical arm movements. *PLoS One* 6:e22045. doi: 10.1371/journal.pone.0022045

Hahn, M. E., and Chou, L. (2004). Age-related reduction in sagittal plane center of mass motion during obstacle crossing. *J. Biomech.* 37, 837–844. doi: 10.1016/j.jbiomech.2003.11.010

Hof, A., Gazendam, M., and Sinke, W. (2005). The condition for dynamic stability. *J. Biomech.* 38, 1–8. doi: 10.1016/j.jbiomech.2004.03.025

Hussein, T., Yiou, E., and Larue, J. (2013). Age-related differences in motor coordination during simultaneous leg flexion and finger extension: influence of temporal pressure. *PLoS One* 8:e83064. doi: 10.1371/journal.pone.0083064

Jian, Y., Winter, D., Ishac, M., and Gilchrist, L. (1993). Trajectory of the body COG and COP during initiation and termination of gait. *Gait Posture* 1, 9–22. doi: 10.1016/0966-6362(93)90038-3

Johansson, R. S., and Cole, K. J. (1992). Sensory-motor coordination during grasping and manipulative actions. *Curr. Opin. Neurobiol.* 2, 815–823. doi: 10.1016/0959-4388(92)90139-c

Kawato, M. (1999). Internal models for motor control and trajectory planning. *Curr. Opin. Neurobiol.* 9, 718–727. doi: 10.1016/s0959-4388(99)00028-8

Lepers, R., and Brenière, Y. (1995). The role of anticipatory postural adjustments and gravity in gait initiation. *Exp. Brain Res.* 107, 118–124. doi: 10.1007/bf00228023

Lyon, I. N., and Day, B. L. (1997). Control of frontal plane body motion in human stepping. *Exp. Brain Res.* 115, 345–356. doi: 10.1007/pl00005703

Lyon, I. N., and Day, B. L. (2005). Predictive control of body mass trajectory in a two-step sequence. *Exp. Brain Res.* 161, 193–200. doi: 10.1007/s00221-004-2058-z

MacKinnon, C. D., Bissig, D., Chiusano, J., Miller, E., Rudnick, L., Jager, C., et al. (2007). Preparation of anticipatory postural adjustments prior to stepping. *J. Neurophysiol.* 97, 4368–4379. doi: 10.1152/jn.01136.2006

MacKinnon, C. D., and Winter, D. A. (1993). Control of whole body balance in the frontal plane during human walking. *J. Biomech.* 26, 633–644. doi: 10.1016/0021-9290(93)90027-c

Marigold, D. S., Weerdesteyn, V., Patla, A. E., and Duysens, J. (2007). Keep looking ahead? Re-direction of visual fixation does not always occur during an unpredictable obstacle avoidance task. *Exp. Brain Res.* 176, 32–42. doi: 10.1007/s00221-006-0598-0

McIlroy, W. E., and 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. doi: 10.1016/s0966-6362(99)00013-2

Michel, V., and Chong, R. (2004). The strategies to regulate and to modulate the propulsive forces during gait initiation in lower limb amputees. *Exp. Brain Res.* 158, 356–365. doi: 10.1007/s00221-004-1908-z

Mickelborough, J., Linden, M. V., Richards, J., and Ennos, A. (2000). Validity and reliability of a kinematic protocol for determining foot contact events. *Gait Posture* 11, 32–37. doi: 10.1016/s0966-6362(99)00050-8

Mille, M. L., Creath, R. A., Prettyman, M. G., Johnson Hilliard, M., Martinez, K. M., Mackinnon, C. D., et al. (2012). Posture and locomotion coupling: a target for rehabilitation interventions in persons with Parkinson's disease. *Parkinsons Dis.* 2012:754186. doi: 10.1155/2012/754186

Mohagheghi, A. A., Moraes, R., and Patla, A. E. (2004). The effects of distant and on-line visual information on the control of approach phase and step over an obstacle during locomotion. *Exp. Brain Res.* 155, 459–468. doi: 10.1007/s00221-003-1751-7

Moraes, R., Allard, F., and Patla, A. E. (2007). Validating determinants for an alternate foot placement selection algorithm during human locomotion in cluttered terrain. *J. Neurophysiol.* 98, 1928–1940. doi: 10.1152/jn.00044.2006

Morasso, P. G., and Schieppati, M. (1999). Can muscle stiffness alone stabilize upright standing? *J. Neurophysiol.* 82, 1622–1626.

Nakano, W., Fukaya, T., Kanai, Y., Akizuki, K., and Ohashi, Y. (2015). Effects of temporal constraints on medio-lateral stability when negotiating obstacles. *Gait Posture* 42, 158–164. doi: 10.1016/j.gaitpost.2015.05.004

Nakano, W., Fukaya, T., Kobayashi, S., and Ohashi, Y. (2016). Age effects on the control of dynamic balance during step adjustments under temporal constraints. *Hum. Mov. Sci.* 47, 29–37. doi: 10.1016/j.humov.2016.01.015

Nouillot, P., Do, M. C., and Bouisset, S. (2000). Are there anticipatory segmental adjustments associated with lower limb flexions when balance is poor in humans? *Neurosci. Lett.* 279, 77–80. doi: 10.1016/s0304-3940(99)00947-7

Papaxanthis, C., Pozzo, T., and McIntyre, J. (2005). Kinematic and dynamic processes for the control of pointing movements in humans revealed by short-term exposure to microgravity. *Neuroscience* 135, 371–383. doi: 10.1016/j.neuroscience.2005.06.063

Patla, A. E., and Greig, M. (2006). Any way you look at it, successful obstacle negotiation needs visually guided on-line foot placement regulation during the approach phase. *Neurosci. Lett.* 397, 110–114. doi: 10.1016/j.neulet.2005.12.016

Patla, A. E., and Vickers, J. N. (1997). Where and when do we look as we approach and step over an obstacle in the travel path? *Neuroreport* 8, 3661–3665. doi: 10.1097/00001756-199712010-00002

Patton, J. L., Hilliard, M. J., Martinez, K., Mille, M., and Rogers, M. W. (2006). A simple model of stability limits applied to sidestepping in young, elderly and elderly fallers. *Conf. Proc. IEEE Eng. Med. Biol. Soc.* 1, 3305–3308. doi: 10.1109/iembs.2006.260199

Robinovitch, S. N., Feldman, F., Yang, Y., Schonnop, R., Leung, P. M., Sarraf, T., et al. (2013). Video capture of the circumstances of falls in elderly people residing in long-term care: an observational study. *Lancet* 381, 47–54. doi: 10.1016/j.jemermed.2013.03.011

Wing, A. M., Flanagan, J. R., and Richardson, J. (1997). Anticipatory postural adjustments in stance and grip. *Exp. Brain Res.* 116, 122–130. doi: 10.1007/pl00005732

Winter, D. (1995). Human balance and posture control during standing and walking. *Gait Posture* 3, 193–214. doi: 10.1016/0966-6362(96)82849-9

Winter, D. A., Patla, A. E., and Frank, J. S. (1990). Assessment of balance control in humans. *Med. Prog. Technol.* 16, 31–51.

Wolpert, D. M., and Flanagan, J. R. (2001). Motor prediction. *Curr. Biol.* 11, R729–R732. doi: 10.1016/S0960-9822(01)00432-8

Yiou, E., Caderby, T., and Hussein, T. (2012a). Adaptability of anticipatory postural adjustments associated with voluntary movement. *World J. Orthop.* 3, 75–86. doi: 10.5312/wjo.v3.i6.75

Yiou, E., Hussein, T., and Larue, J. (2012b). Influence of temporal pressure on anticipatory postural control of medio-lateral stability during rapid leg flexion. *Gait Posture* 35, 494–499. doi: 10.1016/j.gaitpost.2011.11.015

Yiou, E., Deroche, T., Do, M. C., and Woodman, T. (2011). Influence of fear of falling on anticipatory postural control of medio-lateral stability during rapid leg flexion. *Eur. J. Appl. Physiol.* 111, 611–620. doi: 10.1007/s00421-010-1680-7

Yiou, E., Fourcade, P., Artico, R., and Caderby, T. (2016). Influence of temporal pressure constraint on the biomechanical organization of gait initiation made with or without an obstacle to clear. *Exp. Brain Res.* 234, 1363–1375. doi: 10.1007/s00221-015-4319-4

Zettel, J. L., Mcilroy, W. E., and Maki, B. E. (2002). 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. doi: 10.1007/s00221-002-1150-5

Conflict of Interest Statement: The authors declare that the research was conducted in the absence of any commercial or financial relationships that could be construed as a potential conflict of interest.

Copyright © 2016 Yiou, Artico, Teyssedre, Labaune and Fourcade. This is an open-access article distributed under the terms of the Creative Commons Attribution License (CC BY). The use, distribution and reproduction in other forums is permitted, provided the original author(s) or licensor are credited and that the original publication in this journal is cited, in accordance with accepted academic practice. No use, distribution or reproduction is permitted which does not comply with these terms.

Etude 3 : Influence du type de frappe du pied oscillant au sol sur les mécanismes de contrôle de l'équilibre lors de l'initiation de la marche avec franchissement d'obstacle

Cet article est en cours de soumission dans la revue Scientific Reports

Influence of swing foot-strike pattern on balance control mechanisms during gait initiation over an obstacle to be cleared

Artico, R., Fourcade, P., Teyssèdre, C., Delafontaine, A., Yiou, E

Résumé

L'initiation de la marche avec franchissement d'obstacle est une tâche fonctionnelle qui représente un défi de taille pour le système de contrôle de l'équilibre. Deux types d'attaque du pied oscillant ont été identifiés au cours de cette tâche : l'attaque du pied-arrière (RFS), où le talon frappe le sol en premier, et l'attaque du pied-avant (FFS), où le pied attaque le sol en premier. Cette étude a examiné l'effet du modèle d'attaque du pied oscillant sur l'organisation posturale de l'initiation de la marche avec franchissement d'obstacle. Treize participants ont effectué une série de tâches de franchissement d'obstacles avec pour instruction de poser le pied au sol avec un type FFS ou RFS. Les résultats ont montré que l'amplitude des APA dans le plan frontal étaient plus faibles en condition FFS qu'en condition RFS, et que la stabilité dynamique était plus importante en condition FFS. La vitesse verticale descendante du CM était moins freinée en condition FFS par rapport à la condition RFS, ce qui a entraîné une vitesse verticale plus élevée au contact du pied au sol en condition FFS. Enfin, l'amplitude des forces de réaction agissant sur le pied oscillant, au moment du contact avec le sol, étaient plus faibles en condition FFS qu'en condition RFS. Globalement, ces résultats suggèrent l'existence d'une relation d'interdépendance entre les mécanismes de contrôle de l'équilibre et le type de frappe du pied permettant ainsi un contrôle optimal de la stabilité.

TITLE PAGE

Influence of swing-foot strike pattern on balance control mechanisms during gait initiation over an obstacle to be cleared

Authors: Artico R[1,2,3], Fourcade P[1,2], Teyssèdre C[1,2], Delafontaine A[1,2,3], Yiou E[1,2]

[1-] CIAMS, Univ. Paris-Sud, Université Paris-Saclay, 91405 Orsay Cedex, France

[2-] CIAMS, Université d'Orléans, 45067, Orléans, France

[3-] Ecole Nationale de Kinésithérapie et Rééducation, Saint Maurice 75012, France

Corresponding author: Yiou Eric, CIAMS laboratory, Bât 335, 91405 Orsay Cedex, France Tel: + 33 1 69 15 31 59 Fax: + 33 1 69 15 62 22, E-mail: eric.yiou@u-psud.fr

Accepté en communication orale au congrès : Progress in Motor Control XII: Movement Improvement

En cours de soumission dans Scientific Reports

Abstract

Gait initiation (GI) over an obstacle to be cleared is a functional task that is highly challenging for the balance control system. Two swing-foot strike patterns have been identified during this task: the "rear-foot strike" (RFS), where the heel strikes the ground first, and the "forefoot strike" (FFS), where the toe strikes the ground first. This study investigated the effect of the swing-foot strike pattern on the postural organisation of GI over an obstacle to be cleared. The participants performed series of obstacle clearance tasks with the instruction to strike the ground with either an FFS or RFS pattern. The results showed that "anticipatory postural adjustments" (APAs) in the frontal plane were smaller in FFS than in RFS, and dynamic stability was increased in FFS. The downward vertical centre of mass velocity was less braked before foot contact in FFS compared to RFS leading to greater vertical centre of mass velocity at foot contact in FFS. The "collision forces" acting on the foot were smaller in FFS than in RFS, as were the slope of these forces and the jerk recorded at the C7 vertebra. Globally, these results suggest an interdependent relationship between balance control mechanisms and foot strike pattern for optimal stability control.

Introduction

Like all terrestrial species, humans move in a gravity field that permanently attracts them towards the centre of the earth. Therefore, balance control is a key component of daily motor tasks. Gait initiation, which corresponds to the transient phase between quiet standing and level walking, is a classical paradigm for investigating how balance is controlled during a functional whole-body movement [1,2]. Gait initiation can be broken down into a "postural phase" (corresponding to anticipatory postural adjustments, APAs), followed by an execution phase that ends at the time of swing foot contact with the support surface. These APAs are

characterised by a centre of pressure shift backwards towards the heels, and laterally towards the forthcoming swing leg. The backward centre of pressure shift reflects a strategy to generate the initial propulsive forces necessary to reach the intended centre of mass velocity at the end of gait initiation [3–6]. The mediolateral (ML) centre of pressure shift reflects a strategy to propel the centre of mass above (or beneath) the forthcoming stance foot in order to maintain ML stability during the execution phase of gait initiation [7–11].

Besides ML APAs, a major mechanism involved in stability control is the braking of the centre of mass fall during the execution phase of gait initiation. Previous lines of research have shown that braking is an active phenomenon that occurs in anticipation of the swing foot's collision with the ground, and involves the activation of the soleus of the stance leg [12–15]. Anticipatory centre of mass braking attenuates the vertical ground reaction forces at the time of foot collision (hereafter called "collision forces"), thus facilitating balance control and reducing the risk of injury linked to the transmission of this impact throughout the musculoskeletal system.

These collision forces are also known to depend on the swing-foot strike pattern at the time of collision [16–18]. At least two main swing-foot strike patterns have been identified in the literature: "rear-foot strike" (RFS), where the swing heel strikes the ground first, and "forefoot strike" (FFS), where the swing toe strikes the ground first [16]. Because studies have reported that participants systematically used an RFS pattern, foot strike patterns have not been considered in the literature on gait initiation so far. However, a recent study showed that when gait was initiated with the goal of clearing an obstacle longer than 30% of body height, a change from an RFS to an FFS pattern was observed in most trials [11]. Based on previous research on the effect of the foot strike pattern on collision forces during stepping down while walking [17,18]

or running [16,19–22], it was proposed that this change in foot strike pattern reflected a strategy directed at attenuating collision forces.

It is surprising that the authors of these important lines of research focusing on foot strike pattern effects did not consider that the magnitude of the anticipatory braking of the centre of mass fall might have changed between the RFS and FFS patterns. Indeed, such a change could at least partly account for the differences in the collision forces observed, with a larger anticipatory centre of mass brake being potentially responsible for greater attenuation of the collision forces. More globally, a brief literature review shows that the balance control mechanisms described above have been investigated by independent lines of research (cf. Yiou et al., (2017) for a recent review). Thus, it remains largely unknown whether these mechanisms (i.e. ML APAs, force braking and foot strike pattern) are independently controlled by the CNS or are interdependent. Gait initiation with an obstacle to be cleared is an ecological task that offers the opportunity to test the interdependence between these mechanisms since, as stated above, both foot strategies are naturally used to land on the support surface.

In the present article, it is expected that the ML APAs and the vertical centre of mass braking mechanisms are programmed according to foot strike patterns (FFS or RFS). Specifically, it is reasoned that the need to actively brake the centre of mass fall during step execution becomes less imperative in FFS if the FFS pattern is more effective than the RFS pattern to attenuate the collision forces, as repeatedly shown in the literature [16,19–22]. Because it has an energetic and attentional cost [12], the CNS may consequently choose to attenuate this active braking for economical purposes. If so, the duration of the execution phase of gait initiation can be expected to be shortened for FFS pattern, since the centre of mass would fall more rapidly.

Of particular interest, recent studies reported that the amplitude of the ML APAs associated with gait initiating over an obstacle to be cleared was programmed according to this temporal parameter (i.e. the duration of the execution phase), and was lower when this duration decreased with a lower obstacle [10,11]. In the present study, changes in ML APA amplitude can therefore be expected because of the changes in the swing-foot strike pattern.

Hence, the present study aims to investigate the effect of changing the swing-foot strike pattern (FFS vs. RFS) on ML APAs, on braking of the centre of mass fall, and on related ML stability and force collisions. The hypothesis of an interdependent relationship between these balance control mechanisms for optimal stability control is raised. Specifically, and for the reasons detailed above, it is expected that both active braking of the centre of mass fall and the ML APAs associated with gait initiation over an obstacle to be cleared will be attenuated in FFS compared to RFS pattern, but with no consequent alteration in ML stability or increase in collision forces.

Results

Biomechanical traces

The time course of the biomechanical traces was globally similar in both experimental conditions (Figure 1). Swing heel-off was systematically preceded by postural dynamics that corresponded to APAs. During these APAs, the centre of pressure displacement reached a peak value in a backward direction and towards the swing leg side, while the centre of mass velocity was directed forwards and towards the stance leg side. The ML centre of mass velocity trace reached a first peak value towards the stance leg side at around heel-off. This trace then fell towards the swing leg side and a second peak value towards this side was reached a few

milliseconds after foot contact. The ML centre of mass shift trace was bell-shaped and reached a peak value towards the stance leg side at the beginning of the swing phase. The anteroposterior centre of mass velocity increased progressively until it reached a peak value a few milliseconds after swing foot contact, while the centre of mass was continuously shifted forward.

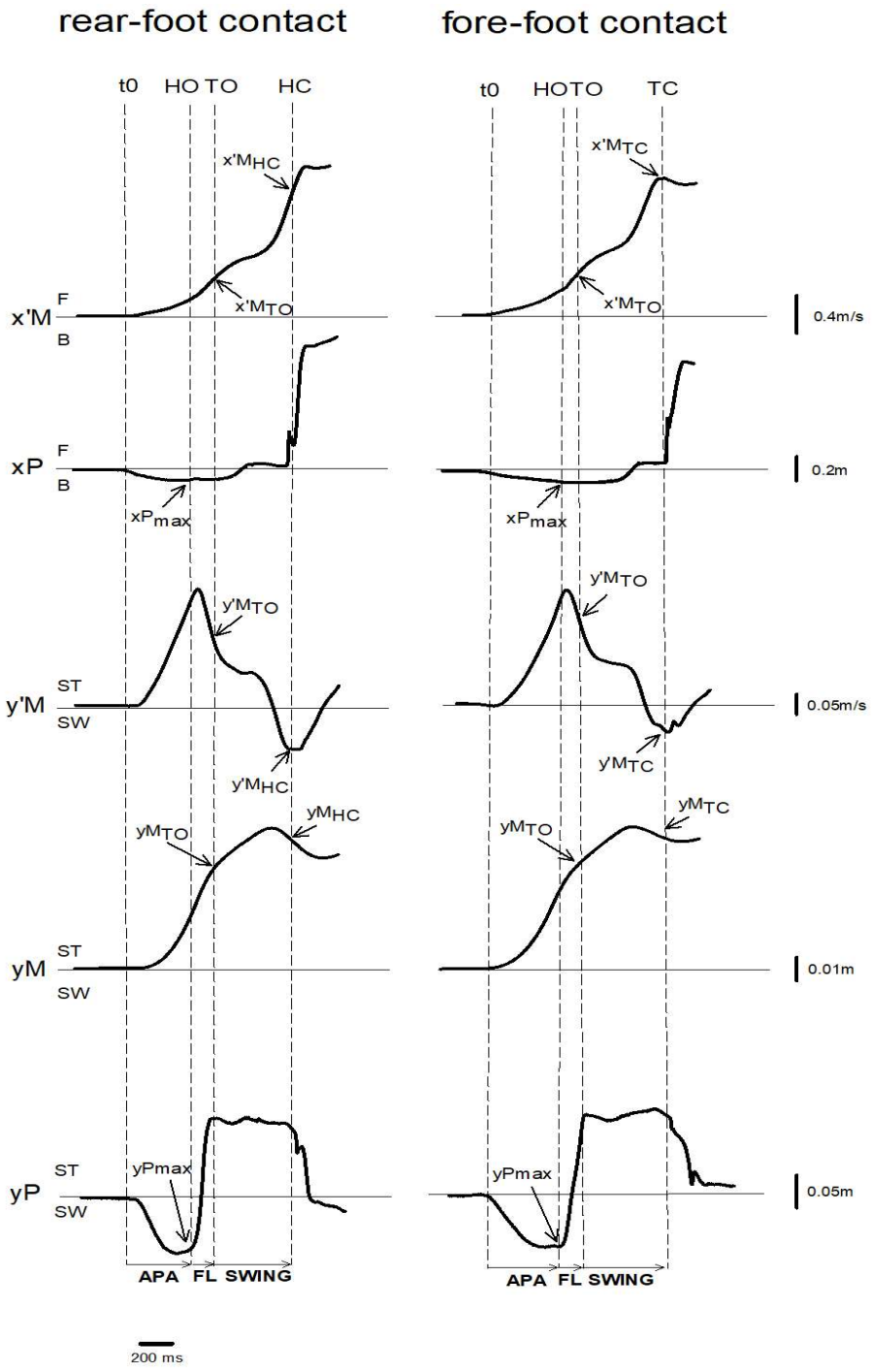

Figure 1 : Typical biomechanical traces and representation of the main experimental variables (horizontal plane). Traces are from one representative subject initiating gait in the "rear-foot strike condition" (left) and the "forefoot strike condition" (right).

Anteroposterior direction. x'M: centre of mass (COM) velocity; $x'M_{TO}$, $x'M_{HC,}$ $x'M_{TC}$: COM velocity at foot off, heel contact and toe contact. xP: centre of pressure (COP) displacement; xPmax: peak of COP displacement during APAs; F: forward; B: backward. Mediolateral direction. y'M: COM velocity; $y'M_{TO}$, $y'M_{HC,}$ $y'M_{TC}$: COM velocity at foot off, heel contact and toe contact; yM: COM displacement; yM_{TO}, $yM_{HC,}$ yM_{TC}: COM displacement at foot off, heel contact and toe contact; yP: COP displacement; yPmax: peak of COP displacement during APAs; ST: stance limb; SW: swing limb. Vertical dashed lines. t0 onset variation of biomechanical traces; HO: swing heel-off; TO: swing toe-off; HC: swing heel contact; TC: swing toe contact. Horizontal arrows: APA: anticipatory postural adjustments; FL: swing foot lift; SWING: swing phase of gait initiation.

The time course of the vertical ground reaction force and the centre of mass vertical velocity was also globally similar in both experimental conditions (Figure 2). Following foot off, the centre of mass was accelerated downwards (negative velocity indicates downward centre of mass movement) and then reversed. In fact, during single support, the centre of mass velocity shows a “V” shape indicating that the centre of mass fall was braked.

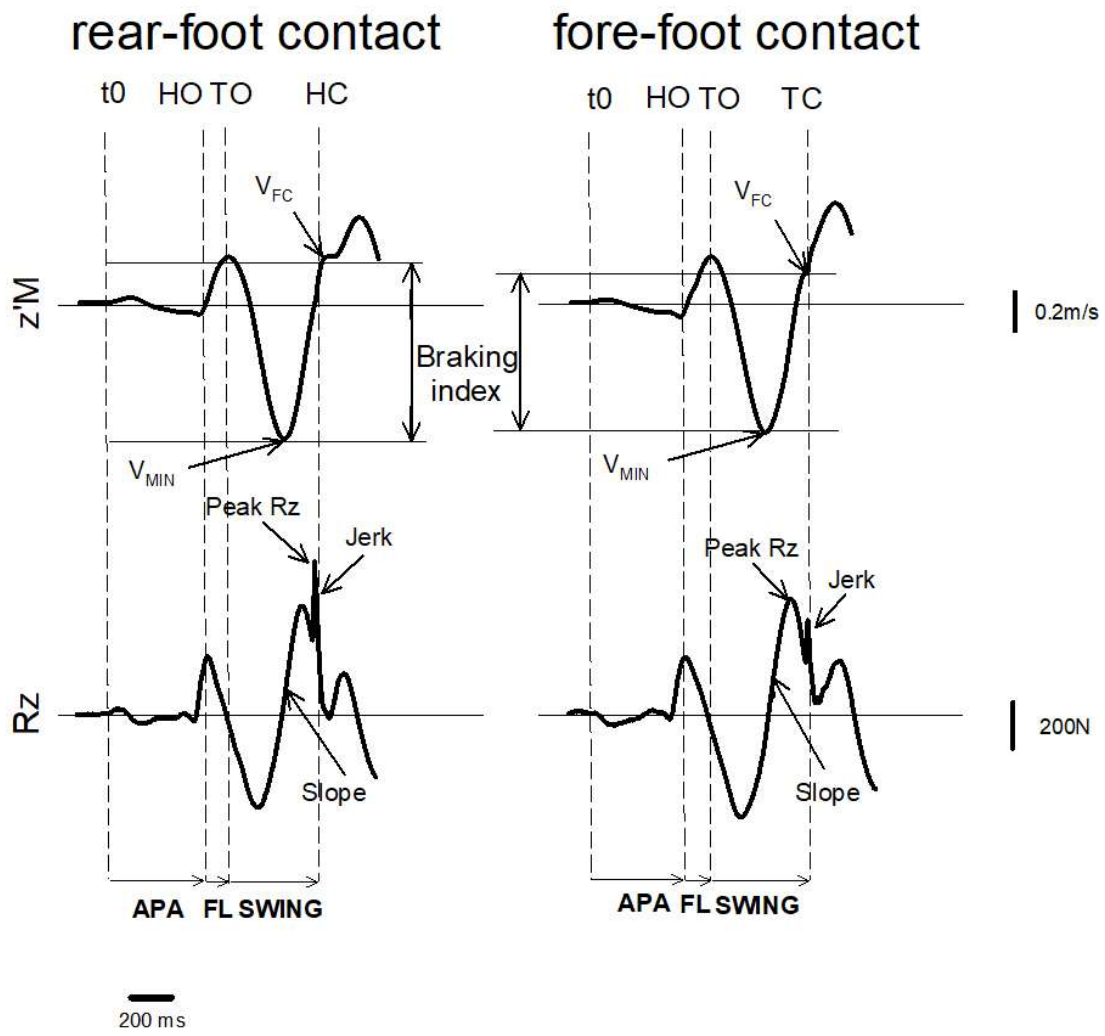

Figure 2 : Typical biomechanical traces and representation of the main experimental variables (vertical direction). Traces are from one representative subject initiating gait in the "rear-foot strike condition" (left) and the "forefoot strike condition" (right).

z'M: vertical centre of mass (COM) velocity; Slope: slope of the ground reaction force trace; braking index: vertical braking of COM (cf. Materials and methods); Rz: vertical ground reaction forces (GRF); Peak Rz: peak value of the vertical GRF trace.

Initial posture, APAs and swing foot lift

Statistical analysis showed that there was no significant effect of the swing-foot strike pattern on the initial position of the centre of mass along the ML and the anteroposterior direction. Also, there was no significant effect of the swing-foot strike pattern on the peak of anteroposterior centre of pressure shift and anteroposterior/ML APA duration (Figure 3). By contrast, the peak of the ML centre of pressure shift was significantly smaller in the FFS than

in the RFS condition ($F[1,12] = 5.88$, $p < 0.05$) and foot lift duration was significantly longer in the FFS than in the RFS condition ($F[1,12] = 27.29$, $p < 0.001$). Finally, the ML centre of mass velocity at toe-off was significantly lower in the FFS than in the RFS condition ($F[1,12] = 10.58$, $p < 0.01$), whereas the anteroposterior centre of mass velocity at toe-off was significantly higher ($F[1,12] = 6.07$, $p < 0.05$).

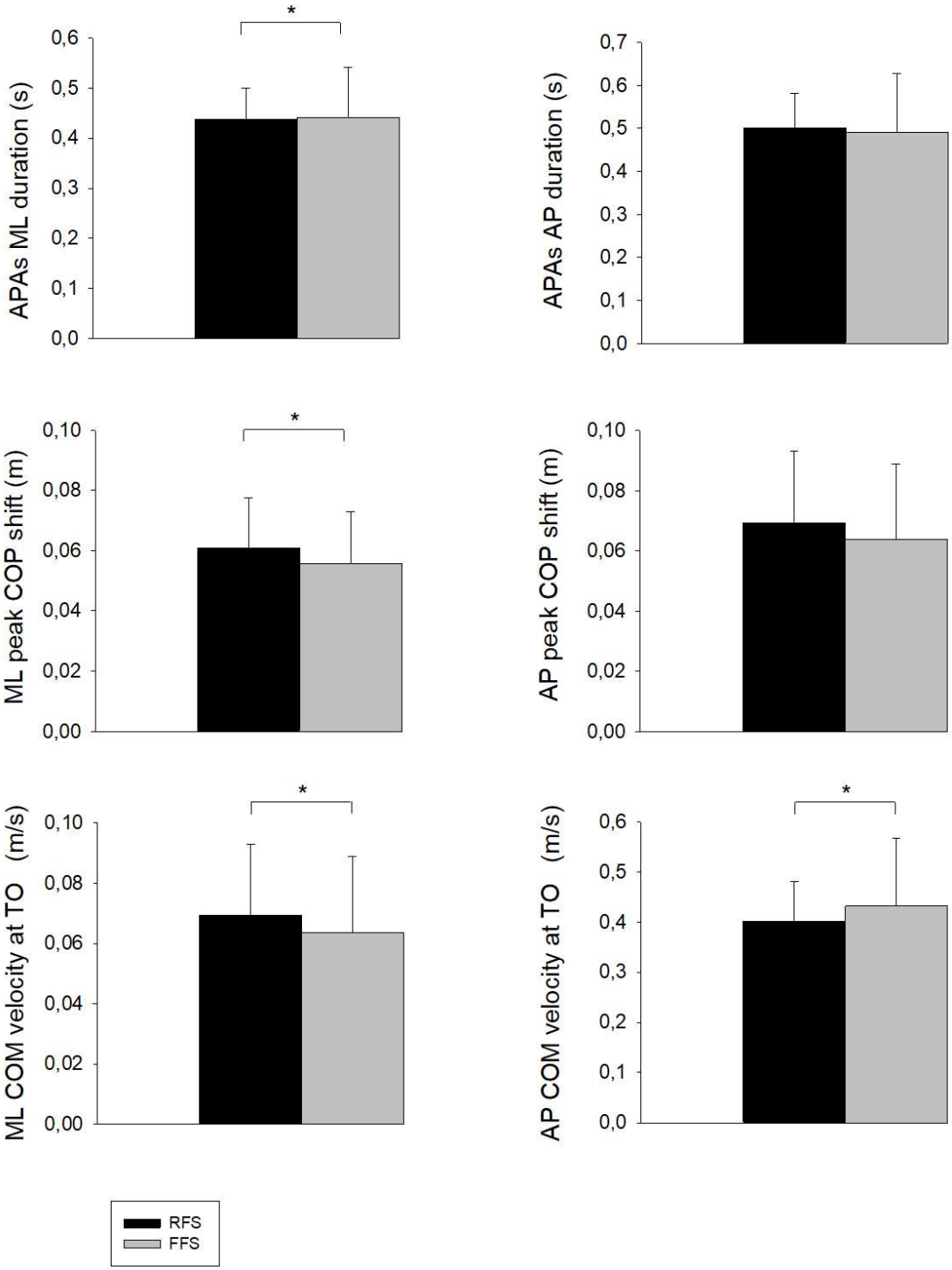

Figure 3 : Effects of swing-foot strike pattern on selected APA parameters.

*Reported are mean values (all participants together) ± 1 SD. APAs: anticipatory postural adjustments; TO: toe-off; COP: centre of pressure; COM: centre of mass; RFS: rear-foot strike condition; FFS: forefoot strike condition. Bars at the left side: mediolateral (ML) direction. Bars at the right side: anteroposterior (AP) direction. * Indicates a significant difference between bars.*

Safety distance

There was no significant effect of the swing-foot strike pattern on the safety distance.

Motor performance

The swing phase duration was significantly shorter ($F[1,12] = 25.15$, $p < 0.001$) and the anteroposterior centre of mass velocity at foot contact was significantly smaller ($F[1,9] = 21.55$, $p < 0.001$) in the FFS than in the RFS condition. By contrast, step length did not differ between the two conditions.

Mediolateral dynamic stability

The ML margin of stability (MOS) at foot contact was significantly greater in the FFS than in the RFS condition ($F[1,12] = 28.61$, $p < 0.001$), showing that ML dynamic stability at foot contact was increased in the FFS compared to the RFS condition (Figure 4). The results further show that the ML size of the base of support (BOS_y) was larger in the FFS than in the RFS condition ($F[1,12] = 70.58$, $p < 0.001$), and that the ML centre of mass velocity at foot contact was lower ($F[1,12] = 33.03$, $p < 0.001$). By contrast, the ML centre of mass position at foot contact was not significantly different between the two conditions.

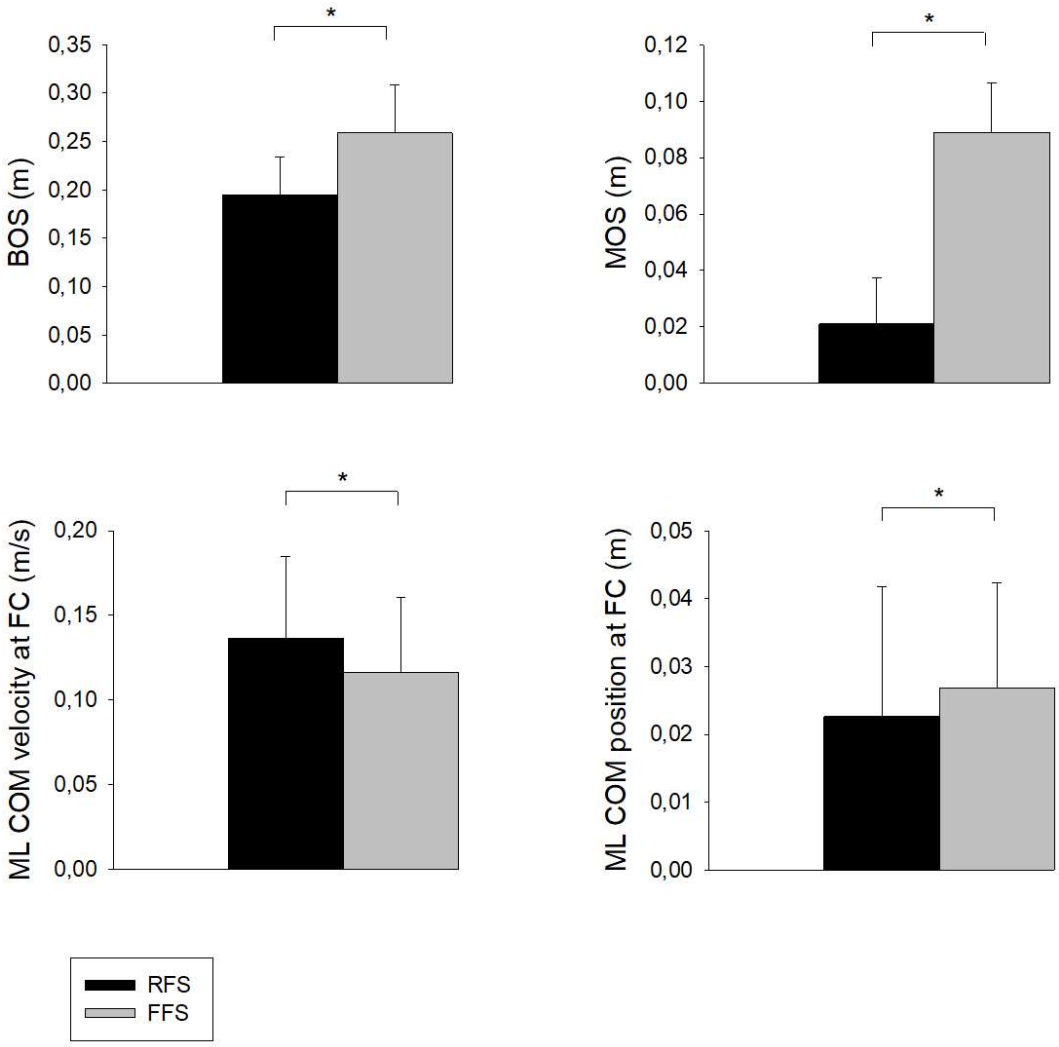

Figure 4 : Effects of swing-foot strike pattern on selected stability parameters along the mediolateral (ML) direction.

*Reported are mean values (all participants together) ± 1 SD. BOS: base of support size; MOS: margin of stability; COM: centre of mass; RFS: rear-foot strike condition; FC: swing foot contact; FFS: forefoot strike condition. * Indicates a significant difference between bars.*

Centre of mass braking

The braking index was significantly smaller in the FFS than in the RFS condition ($F[1,12] = 5.93$, $p < 0.05$), i.e. the downward vertical centre of mass velocity was braked less before foot contact in the FFS condition (Figure 5). As a consequence, the vertical centre of mass velocity at foot contact was greater in the FFS than in the RFS condition ($F[1,12] = 4.79$, $p < 0.05$), and the execution phase was shorter (as reported above).

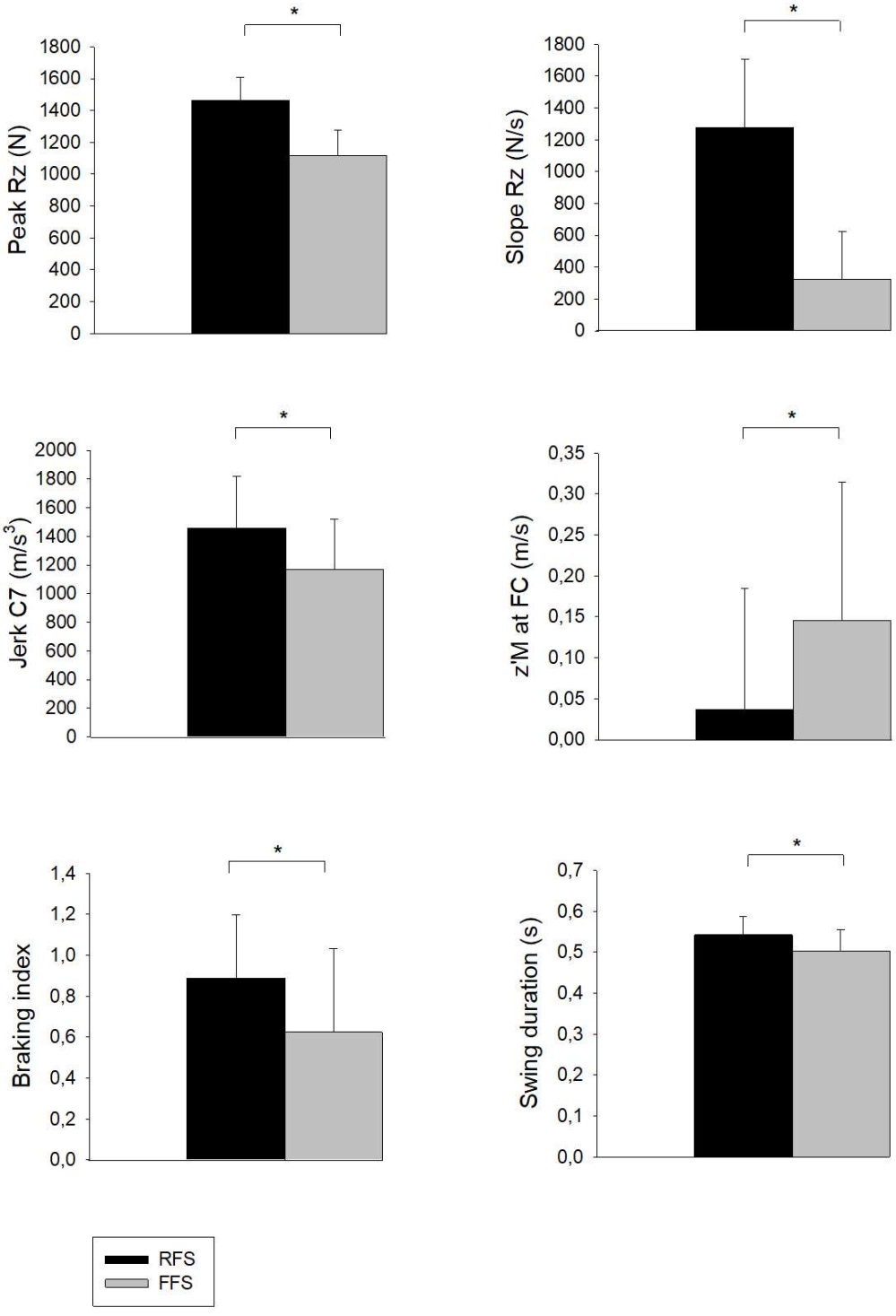

Figure 5 : Effects of swing-foot strike pattern on collision forces parameters, vertical force braking and swing duration.

*Reported are mean values (all participants together) ± 1 SD. Rz: vertical ground reaction forces; C7: 7th cervical vertebrae; z'M: vertical centre of mass velocity; FC: foot contact; RFS: rear-foot strike condition; FFS: forefoot strike condition. * Indicates a significant difference between bars.*

Collision forces

The peak value of the vertical ground reaction forces, which occurred shortly after foot contact and reflected the "collision forces" acting at the foot, was significantly smaller in the FFS than in the RFS condition ($F[1,12] = 31.44$, $p < 0.001$), as was the slope of these forces ($F[1,12] = 26.12$, $p < 0.001$; Figure 5). In addition, the derivative of vertical acceleration (the "jerk") recorded from the marker located at the C7 spine level was significantly smaller in the FFS than in the RFS condition ($F[1,9] = 5.40$, $p < 0.05$).

Discussion

The present study investigated the effect of changing the swing-foot strike pattern (FFS vs. RFS) on ML APAs and active braking of the centre of mass fall, and on the related ML stability and force collisions. Specifically, it was hypothesised that the active braking of the centre of mass fall and the ML APAs associated with gait initiation over an obstacle to be cleared are both attenuated in an FFS compared to an RFS pattern, but with no alteration of ML stability or increase in collision forces. The results discussed below are in line with these expectations and suggest the existence of an interdependent relationship between balance control mechanisms for optimal stability control.

Do and colleagues first reported that, in young healthy adults, the centre of mass fall during the execution phase of gait initiation was actively braked in anticipation of the swing foot's collision with the ground [2,14,15,23,24]. This centre of mass brake, which was ascribed to an activation of the soleus of the stance leg (not recorded in the present study), aims to attenuate

the vertical ground reaction forces at the time of foot contact (i.e. the collision forces). Therefore, this braking facilitates balance control following foot contact and attenuates the transmission of the collision forces throughout the entire musculoskeletal system by allowing a softer swing foot landing [6,14,15]. The results of the present study showed that the indicator of this centre of mass brake (the "braking index") reached a significantly lower value in the FFS than in the RFS condition (the difference between the two conditions was Δ =19.4 %), thus revealing that the fall of the centre of mass was much less braked in the FFS condition. The much larger downward-oriented centre of mass velocity at foot contact in the FFS condition (Δ=74.5%) can be considered a direct consequence of this reduced braking. Therefore, it could be surprising that the two indicators of the collision forces perturbing effect (namely peak collision forces and the slope of this peak) were both smaller in the FFS than in the RFS condition (Δ = 27.3% and Δ = 26.2%, respectively), revealing that the foot landing was softer in the first condition. In addition, the jerk value recorded at the C7 spine level was lower in the FFS than in the RFS condition. This finding suggests that the collision forces acting at the foot were absorbed to a greater extent by the swing leg in the FFS condition, reducing its transmission through the upper part of the musculoskeletal system. In turn, these results are in line with classical studies in the literature comparing collision forces during running [16,19–22,25,26], or during stepping down during ongoing gait [17]. According to van Dieën et al., (2008), the FFS pattern allows the ankle plantar flexors of the swing leg to produce negative work that can absorb part of the collision forces. This negative work is absent in the RFS pattern which might explain the greater collision forces found in the RFS condition. As stressed in the introduction, it is noteworthy that centre of mass braking has not been investigated in any of these studies. Consequently, a possible modulation effect of this force braking on the collision forces cannot be discounted in these studies.

In fact, the result of the present study showing that the collision forces were smaller in the FFS than in the RFS condition, despite the centre of mass braking being attenuated, further stresses the efficiency of the FFS pattern in dampening collision forces. The present results may also suggest that the dampening effect specifically associated with the FFS alone was probably underestimated in the studies on foot strike pattern cited above.

The question arises as to why centre of mass braking is attenuated in the FFS condition compared to the RFS condition. To interpret this finding, it should be stressed that this braking has an energetic and attentional cost [14,15] and shares a dampening action on collision forces with the foot strike strategy. Therefore, when the FFS pattern is employed, the need to actively brake the centre of mass fall becomes less crucial than when the RFS pattern is used. The CNS would then attenuate this active brake in order to minimise the associated energetic and attentional cost, and would rely more heavily on the efficiency of the foot strike strategy to dampen the collision forces. This implies that the CNS takes into account the foot strike pattern and the related dampening effect when programming braking force generation. This statement is in line with the hypothesis of an interdependent relationship between these two mechanisms (active braking and foot strike pattern) for optimal stability control and better ground reaction force management. The results linking ML APAs to the foot strike pattern further strengthen this hypothesis (paragraph below).

During gait initiation or any locomotor task, imbalance occurs in the frontal plane due to the transition from a bipedal to a unipedal stance. Following swing foot off, the centre of mass falls rapidly towards the swing leg side under gravity, and this lateral fall is braked by foot contact with the ground. This ML imbalance is greater when an obstacle is to be cleared, since the duration of the lateral fall of the centre of mass is increased compared to a control

condition with no obstacle to be cleared [10,11,27–29]. The development of ML APAs is therefore of utmost importance to maintain stability as it acts to minimise this lateral fall by propelling the centre of mass towards the stance leg side and thus attenuating the ML gap between the centre of mass and the centre of pressure at the time of swing foot off [7,8,10,11,30,31]. Previous modelling studies demonstrated the link between ML APAs and ML stability at foot contact [8,10,11,30].

In the present study, the results showed that the amplitude of these ML APAs, in terms of peak centre of pressure shift, was lower in the FFS than in the RFS condition (Δ = 9.4%). It also revealed that this lower amplitude was not accompanied by an ML APA duration lengthening strategy. Such a "trade-off" strategy between APA amplitude and APA duration has been repeatedly reported in the literature under various conditions of postural constraints, such as fear of falling [32], fatigue [33–35], leg dominance [36], temporal pressure [37] and so on. There was no such compensative trade-off strategy in the present study. Consequently, the ML centre of mass velocity at the time of swing foot off, which represents the total amount of forces applied to the centre of mass during the APAs, reached a lower value in the FFS than in the RFS condition (Δ = 5.99 %). For the above reasons, ML dynamic stability, as measured with the MOS [38], could be expected to be lower in the FFS than in the RFS condition. However, contrary to this expectation, the MOS reached much higher values in the FFS than in the RFS condition (Δ = 71.42%), i.e. ML dynamic stability was significantly improved. Changes in two components of the MOS with the foot strike strategy can account for this result, as detailed below.

First, the ML centre of mass velocity at the time of foot contact reached a lower value in the FFS than in the RFS condition (Δ = 14%), i.e. the velocity at which the centre of mass

fell towards the swing leg side was attenuated. This finding could be ascribed to the lower duration of the execution phase of gait initiation in the FFS compared to the RFS condition (Δ = 6.70 %), which implies that the period during which the centre of mass was falling laterally under gravity was reduced. In turn, this shorter duration of the execution phase in the FFS condition could be ascribed to the lower force braking in the FFS condition (Δ = 19.4%), which accelerated the fall of the centre of mass to a greater extent (as discussed above).

As a second factor contributing to enhanced stability, the size of the ML base of support was increased in the FFS compared to the RFS condition. This result could not be ascribed to a strategy of a more lateral placement of the swing foot [31,39] (since the distance between the two heels remained unchanged between the two foot strike conditions), but to foot anatomy. In the FFS condition, the ML base of support size corresponded to the distance between the stance heel and the fifth metatarsal of the swing foot, while in the RFS condition, it corresponded to the distance between the two heels. It was therefore smaller than in the FFS condition. This difference reached up to 10 cm in some subjects.

The question arises as to why the amplitude of ML APAs is decreased when stability is increased with the change in the foot strike pattern.

Generating ML APAs is known to have an energetic cost, requiring a coordinated activation of hip abductors and ankle dorsiflexors [7,40]. Although not shown in the literature to date, it may also have an attentional cost, as has previously been documented for the control of static erect posture and level walking [41,42]. An optimal strategy for stability control would appear to be to reduce this cost by attenuating the ML APAs in the FFS condition while, at the same time, increasing stability with the mechanical and anatomical changes reported above neither of which requires any additional energetic or attentional cost (even less for attenuated

force braking). This optimal strategy implies that one (or both) of these factors associated with the foot strike pattern be accounted for in the programming of ML APAs. This statement further reinforces the hypothesis proposed above of an interdependent relationship between motor mechanisms for optimal stability control.

Interestingly, previous studies focusing on the effect of different sorts of constraints applied to the postural system during gait initiation (such as temporal pressure [37,43], progression velocity [39], the presence of an obstacle of different heights and distances to be cleared [10,11], the addition of a mass distributed (a)symmetrically over the body or the ankles [44–46] etc.) repeatedly showed that the CNS modulated the spatiotemporal features of ML APAs so as to maintain an equivalent MOS value. This motor invariance through these disparate postural constraints led the authors to suggest that the CNS would set a fixed MOS value before initiating gait and would then adjust ML APA features to keep it unchanged (for review see Yiou et al., (2017)). Thus, the present finding that the MOS was not invariant is a priori not in line with these previous results and related hypothesis. Now, it may be recalled that the participants systematically used an RFS pattern in all of the previous studies. Therefore, the MOS was computed and compared across conditions at the moment the swing heel hit the ground. By contrast, the present study compared the MOS of two different postures of the landing foot. These foot postures were responsible for the difference in the ML size of the base of support, which was a major factor explaining the MOS differences between the two foot strike conditions. It is possible that, for a given foot strike pattern (RFS or FFS), a fixed MOS value is planned before initiating gait, and may be greater for the FFS than the RFS pattern due to foot anatomy.

In conclusion, these findings are in line with the hypothesis of an interdependent relationship between balance control mechanisms and foot strike pattern for optimal stability control. These findings are original since previous studies in the literature focused on either balance control mechanisms during gait initiation or changes in the collision forces with the foot strike pattern. Thus, the present study linked these two major lines of research to better highlight how balance is controlled in humans during a functional locomotor task. The question remains as to whether and how coordination between these balance control mechanisms is affected by aging, neurological, and musculoskeletal disorders.

Materials and methods

Participants

Thirteen young healthy subjects (eight males and five females, age [mean standard ± 1 deviation]: 18.7 ± 1.5 years, height: 178.1 ± 7.2 cm, weight: 69 ± 8.3 kg) participated in the experiment. All were free of any known neuromuscular disorders. They provided written informed consent after being informed of the nature and purpose of the experiments, which were approved by the institutional review board. The study complied with the standards set by the Declaration of Helsinki.

Experimental protocol

The participants were instructed to initiate gait at maximal velocity with their preferred limb while clearing an obstacle, and to continue walking at the same velocity to the end of a five-meter track (Figure 6). The task was self-triggered, i.e. the participants initiated gait only when they felt ready. As in our previous study [11], the obstacle height was 10% of the subject's height and its distance from the subject was 30% of the subject's height. Two conditions of gait initiation were performed. In the first condition, the participants were instructed to strike the ground with the heel first after stepping over the obstacle (rear-foot strike (RFS) condition). In the second condition, they were instructed to strike the ground with the forefoot first (forefoot strike (FFS) condition). In both conditions, the participants continued walking with their natural foot pattern after clearing the obstacle. The order of the conditions was randomised to avoid rank effects. In each condition, the subjects were allowed two familiarisation trials, after which five trials were recorded. In the initial posture, the participants stood upright barefoot, with their feet hip-width apart, their arms hanging loosely alongside their body and their body weight evenly distributed between their legs.

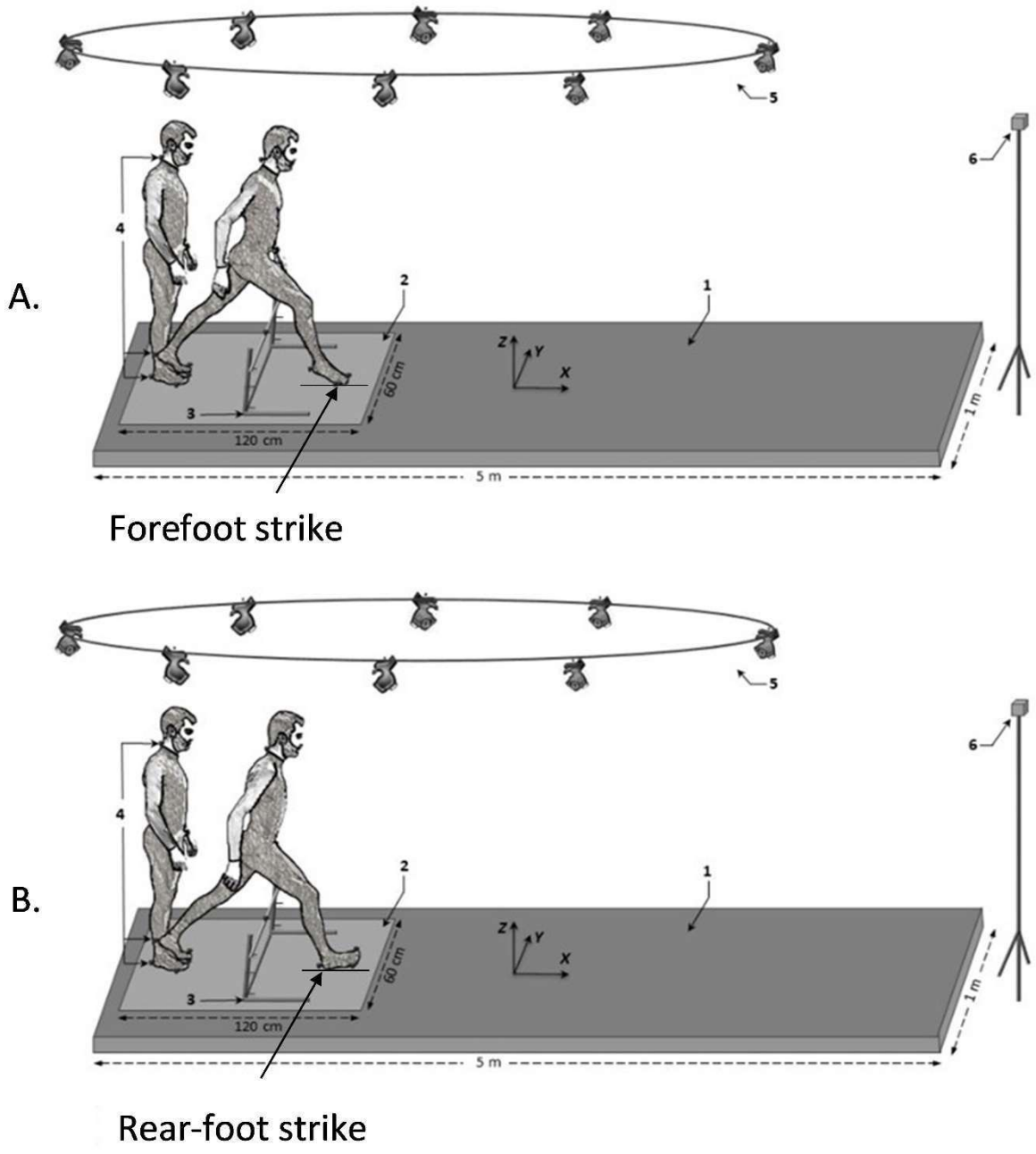

Figure 6 : Schematic illustration of the experimental set-up.
A. Gait initiation with a forefoot strike pattern. B. Gait initiation with rear-foot strike pattern. Key: (1) walkway; (2) force-plate; (3) obstacle; (4) reflective marker; (5) Vicon camera; (6) visual target.

Gait was initiated on a force plate (600×1 200 mm, AMTI, USA) positioned at the beginning of the track. The force plate was embedded in the track and was long enough so that the participant's swing foot always landed on it at the end of gait initiation. The obstacle

consisted of a lightweight wooden rod (length: 65 cm; diameter: 1 cm) resting on two adjustable upright standards (Figure 6). The participant's toes served as the reference point for positioning the obstacle. Reflective skin markers (9 mm in diameter) were placed bilaterally at the hallux (toe markers), head of the fifth metatarsal (metatarsal markers) and posterior calcaneus (heel markers). In ten subjects, a marker was also placed at the top spine level (C7) to investigate the transmission of the collision forces from the swing foot to the upper part of the musculoskeletal system. An additional marker was positioned at the middle of the obstacle to determine the "safety distance", i.e. the distance between the swing foot and the obstacle at the time of clearance. A V8i VICON eight-camera (Mcam2) motion capture system (Oxford Metrics Ltd., UK) with 64 analogue channels was used to record the position of these markers. Kinematic and kinetic data were collected simultaneously at a rate of 500 Hz. Data acquisition was controlled by a custom-made program written in Matlab^{TM} (Version 5.3 (R11), The MathWorks Inc., USA).

Data analysis

Kinematic and force plate data were low-pass filtered using a Butterworth filter with a 15 Hz [47] and a 10 Hz [39] cut-off frequency, respectively. The mediolateral (yP) and anteroposterior (xP) coordinates of the centre of pressure were computed from force plate data as follows:

$$yP = \frac{Mx + Fy \times dz}{Fz} \quad (1)$$

$$xP = \frac{-My + Fx \times dz}{Fz} \quad (2)$$

where Mx and My are the moment around the anteroposterior and ML axes, respectively; Fy, Fx and Fz are the mediolateral, anteroposterior and vertical ground reaction forces, respectively; and dz is the distance between the surface of the force plate and its origin.

Instantaneous acceleration of the centre of mass along the anteroposterior, ML and vertical axes was determined from the ground reaction force according to Newton's second law. The centre of mass velocity and displacement were computed by successive numerical integration of centre of mass acceleration using integration constants equal to zero, i.e. initial velocity and displacement null [3].

Gait initiation onset (t_0) and swing foot-contact were determined from force plate data. Since gait initiation onset did not necessarily occur simultaneously in the ML and anteroposterior axes, two t_0 times were estimated, one for each axis. T_{0y} and t_{0x} corresponded respectively to the instants when the ML and anteroposterior centre of pressure trace exceeded 2.5 standard deviations from its baseline value, respectively [39]. The one occurring first was considered t_0. Swing foot-contact corresponded to the instant when the ML and the anteroposterior centre of pressure trace shifted abruptly towards the swing-leg side and forward, respectively. Swing heel-off and swing toe-off were determined from VICON data. They corresponded to the instants when the swing heel marker's vertical position and the swing toe marker's anterior position exceeded their position in the initial static posture by 3 mm.

Dependant variables

Initial posture, APAs and swing foot lift. Gait initiation was divided into three phases: APAs (from t_0 to swing heel-off), swing foot lift (from heel-off to toe-off), and swing phase (from swing toe-off to swing foot contact) (Figure 1). The mediolateral and anteroposterior centre of mass position in the initial upright posture was estimated by averaging the centre of pressure position during a 250 ms period lasting from t_0 minus 1500 ms to t_0 minus 1250 ms.

No dynamic phenomena were detected during this period. APA amplitude was characterised by the peaks of the backward and ML centre of pressure shift obtained during the APA time window. The duration of APAs along the mediolateral and anteroposterior axes was computed separately, as the t_0 times for these two axes did not necessarily occur simultaneously as stated above. The centre of mass velocity and displacement along the ML and anteroposterior axes were determined at swing toe-off and foot contact.

Motor performance. Motor performance was quantified with the anteroposterior centre of mass velocity at foot contact, step length and execution phase duration. Step length corresponded to the distance covered by the heel marker of the swing leg from the initial posture to foot contact.

Safety distance. The vertical distance between the obstacle and the marker of the swing heel, and between the obstacle and the marker of the swing toe was measured at the instant these markers passed over the obstacle. The smaller of these two vertical distances corresponded to the "safety distance".

Mediolateral dynamic stability. ML dynamic stability at foot contact (hereafter called "ML stability") was quantified by the ML boundary of the base of support (BOS_y) and an adaptation of the "margin of stability" (MOS) introduced by Hof et al., (2005). The BOS_y was measured as the distance at foot contact between the marker on the fifth metatarsal of the stance foot and the heel marker of the swing foot in the case of a rear-foot strike, or the marker on the fifth metatarsal of the swing foot in the case of a forefoot strike. The MOS corresponded to the difference between the mediolateral boundary of the base of support (BOS_{ymax}) and the mediolateral position of the "extrapolated centre of mass" at swing foot contact ($YcoM_{FC}$), i.e.

$MOS = BOS_{ymax} - YcoM_{FC}$. Based on the study of Hof et al., (2005), the mediolateral position of the extrapolated centre of mass at foot contact ($YcoM_{fC}$) was calculated as follows:

$$YcoM_{HC} = yM_{HC} + \frac{y'M_{HC}}{\omega_0} \quad (3)$$

where yM_{HC} and $y'M_{HC}$ are respectively the mediolateral centre of mass position and velocity at foot contact, and ω_0 is the eigenfrequency of the body modelled as an inverted pendulum calculated as $\omega_0 = \sqrt{\frac{g}{l}}$, where g = 9.81 m/s^2 is gravitational acceleration and l is the length of the inverted pendulum, which in this study corresponded to 57.5% of body height [48]. ML stability at foot contact is preserved on the condition that $YcoM_{FC}$ is within BOS_{ymax}, which corresponds to a positive MOS.

Centre of mass braking. The "braking index" introduced by Do and colleagues provides evidence that the centre of mass does not fall under the force of gravity but that the central nervous system prepares for foot contact by decreasing the centre of mass vertical velocity to achieve a soft landing [15]. It was calculated according to the formula of Chong et al., (2009) as:

$$\text{Braking index} = (V_{MIN} - V_{FC})/V_{MIN} \quad (4)$$

where V_{MIN} is the minimum vertical centre of mass velocity occurring between mid- to late stance, and V_{FC} is the vertical centre of mass velocity at foot contact (Figure 2).

This index indicates the amount of change (i.e. braking) in the centre of mass vertical velocity at foot contact relative to its minimal value. If the centre of mass vertical velocity is actively decreased before foot contact, the braking index value is increasing.

Collision forces. The combined effect of the foot-strike pattern (RFS vs. FFS) and vertical force braking on the collision forces and on the transmission of these forces through

the body was assessed using variables extracted from force plate and VICON data, respectively. The variables obtained from the force plate were the peak and slope of the vertical ground reaction force trace occurring immediately after foot contact [16] (Figure 2). The variable obtained from VICON data was the slope (computed at foot contact) of the derivative of the vertical acceleration (the "jerk") of the marker placed at the C7 spine level.

Statistics

Mean values and standard deviations were calculated for each variable in each condition. The normality of data was checked using the Kolmogorov-Smirnov test and the homogeneity of variances was assessed using Bartlett's test. A one-way ANOVA with the swing-foot strike pattern (two levels: RFS and FFS) for repeated measures was used. The alpha level was set at 0.05.

References

1. Yiou, E., Caderby, T. & Hussein, T. Adaptability of anticipatory postural adjustments associated with voluntary movement. World J Orthop 3, 75–86 (2012).

2. Yiou, E., Caderby, T., Delafontaine, A., Fourcade, P. & Honeine, J.-L. Balance control during gait initiation: State-of-the-art and research perspectives. World J Orthop 8, 815– 828 (2017).

3. Brenière, Y., Cuong Do, M. & Bouisset, S. Are dynamic phenomena prior to stepping essential to walking? J Mot Behav 19, 62–76 (1987).

4. Brenière, Y. & Do, M. C. When and how does steady state gait movement induced from upright posture begin? J Biomech 19, 1035–1040 (1986).

5. Lepers, R. & Brenière, Y. The role of anticipatory postural adjustments and gravity in gait initiation. Exp Brain Res 107, 118–124 (1995).

6. Michel, V. & Chong, R. K. Y. The strategies to regulate and to modulate the propulsive forces during gait initiation in lower limb amputees. Exp Brain Res 158, 356–365 (2004).

7. Honeine, J.-L., Schieppati, M., Crisafulli, O. & Do, M.-C. The NeuroMechanical Processes That Underlie Goal-Directed Medio-Lateral APA during Gait Initiation. Front Hum Neurosci 10, 445 (2016).

8. Lyon, I. N. & Day, B. L. Control of frontal plane body motion in human stepping. Exp Brain Res 115, 345–356 (1997).

9. McIlroy, W. E. & Maki, B. E. 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 (1999).

10. Yiou, E., Fourcade, P., Artico, R. & Caderby, T. Influence of temporal pressure constraint on the biomechanical organisation of gait initiation made with or without an obstacle to clear. Exp Brain Res 234, 1363–1375 (2016).

11. Yiou, E., Artico, R., Teyssedre, C. A., Labaune, O. & Fourcade, P. Anticipatory Postural Control of Stability during Gait Initiation Over Obstacles of Different Height and Distance Made Under Reaction-Time and Self-Initiated Instructions. Front Hum Neurosci 10, 449 (2016).

12. Chong, R. K. Y., Chastan, N., Welter, M.-L. & Do, M.-C. Age-related changes in the centre of mass velocity control during walking. Neuroscience Letters 458, 23–27 (2009).

13. Delafontaine, A., Gagey, O., Colnaghi, S., Do, M.-C. & Honeine, J.-L. Rigid Ankle Foot Orthosis Deteriorates Mediolateral Balance Control and Vertical Braking during Gait Initiation. Front Hum Neurosci 11, 214 (2017).

14. Honeine, J.-L., Schieppati, M., Gagey, O. & Do, M.-C. By counteracting gravity, triceps surae sets both kinematics and kinetics of gait. Physiol Rep 2, e00229 (2014).

15. Welter, M.-L. et al., Control of vertical components of gait during initiation of walking in normal adults and patients with progressive supranuclear palsy. Gait Posture 26, 393–399 (2007).

16. Lieberman, D. E. et al., Foot strike patterns and collision forces in habitually barefoot versus shod runners. Nature 463, 531–535 (2010).

17. van Dieën, J. H., Spanjaard, M., Könemann, R., Bron, L. & Pijnappels, M. Mechanics of toe and heel landing in stepping down in ongoing gait. J Biomech 41, 2417–2421 (2008).

18. van Dieën, J. H. & Pijnappels, M. Effects of conflicting constraints and age on strategy choice in stepping down during gait. Gait Posture 29, 343–345 (2009).

19. Almeida, M. O., Davis, I. S. & Lopes, A. D. Biomechanical Differences of FootStrike Patterns During Running: A Systematic Review with Meta-analysis. J Orthop Sports Phys Ther 45, 738–755 (2015).

20. Boyer, E. R., Rooney, B. D. & Derrick, T. R. Rearfoot and midfoot or forefoot impacts in habitually shod runners. Med Sci Sports Exerc 46, 1384–1391 (2014).

21. Breine, B. et al., Initial foot contact and related kinematics affect impact loading rate in running. J Sports Sci 35, 1556–1564 (2017).

22. Hatala, K. G., Dingwall, H. L., Wunderlich, R. E. & Richmond, B. G. Variation in foot strike patterns during running among habitually barefoot populations. PLoS ONE 8, e52548 (2013).

23. Chastan, N. et al., 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 (2010).

24. Honeine, J.-L., Schieppati, M., Gagey, O. & Do, M.-C. The Functional Role of the Triceps Surae Muscle during Human Locomotion. PLoS One 8, (2013).

25. Cunningham, C. B., Schilling, N., Anders, C. & Carrier, D. R. The influence of foot posture on the cost of transport in humans. J. Exp. Biol. 213, 790–797 (2010).

26. Daoud, A. I. et al., Foot strike and injury rates in endurance runners: a retrospective study. Med Sci Sports Exerc 44, 1325–1334 (2012).

27. Chou, L.-S., Kaufman, K. R., Hahn, M. E. & Brey, R. H. Medio-lateral motion of the centre of mass during obstacle crossing distinguishes elderly individuals with imbalance. Gait Posture 18, 125–133 (2003).

28. Chou, L. S., Kaufman, K. R., Brey, R. H. & Draganich, L. F. Motion of the whole body's centre of mass when stepping over obstacles of different heights. Gait Posture 13, 17– 26 (2001).

29. Hahn, M. E. & Chou, L.-S. Age-related reduction in sagittal plane centre of mass motion during obstacle crossing. J Biomech 37, 837–844 (2004).

30. Lyon, I. N. & Day, B. L. Predictive control of body mass trajectory in a two-step sequence. Experimental Brain Research 161, 193–200 (2005).

31. Zettel, J. L., McIlroy, W. E. & Maki, B. E. 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 (2002).

32. Yiou, E., Deroche, T., Do, M. C. & Woodman, T. Influence of fear of falling on anticipatory postural control of medio-lateral stability during rapid leg flexion. Eur. J. Appl. Physiol. 111, 611–620 (2011).

33. Mezaour, M., Yiou, E. & Le Bozec, S. 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 (2010).

34. Vuillerme, N., Nougier, V. & Teasdale, N. Effects of lower limbs muscular fatigue on anticipatory postural adjustments during arm motions in humans. J Sports Med Phys Fitness 42, 289–294 (2002).

35. Yiou, E., Ditcharles, S. & Le Bozec, S. Biomechanical reorganisation of stepping initiation during acute dorsiflexor fatigue. J Electromyogr Kinesiol 21, 727–733 (2011).

36. Mezaour, M., Yiou, E. & Le Bozec, S. Does symmetrical upper limb task involve symmetrical postural adjustments? Gait Posture 30, 239–244 (2009).

37. Yiou, E., Hussein, T. & Larue, J. Influence of temporal pressure on anticipatory postural control of medio-lateral stability during rapid leg flexion. Gait Posture 35, 494–499 (2012).

38. Hof, A. L., Gazendam, M. G. J. & Sinke, W. E. The condition for dynamic stability. J Biomech 38, 1–8 (2005).

39. Caderby, T., Yiou, E., Peyrot, N., Begon, M. & Dalleau, G. Influence of gait speed on the control of mediolateral dynamic stability during gait initiation. J Biomech 47, 417– 423 (2014).

40. Nouillot, P., Bouisset, S. & Do, M. C. Do fast voluntary movements necessitate anticipatory postural adjustments even if equilibrium is unstable? Neurosci. Lett. 147, 1–4 (1992).

41. Fraizer, E. V. & Mitra, S. Methodological and interpretive issues in posturecognition dual-tasking in upright stance. Gait Posture 27, 271–279 (2008).

42. Woollacott, M. & Shumway-Cook, A. Attention and the control of posture and gait: a review of an emerging area of research. Gait Posture 16, 1–14 (2002).

43. Hussein, T., Yiou, E. & Larue, J. Age-related differences in motor coordination during simultaneous leg flexion and finger extension: influence of temporal pressure. PLoS ONE 8, e83064 (2013).

44. Caderby, T. et al., Effects of Changing Body Weight Distribution on Mediolateral Stability Control during Gait Initiation. Front Hum Neurosci 11, 127 (2017).

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

46. Yiou, E., Hussein, T. & LaRue, J. Influence of ankle loading on the relationship between temporal pressure and motor coordination during a whole-body paired task. Exp Brain Res 232, 3089–3099 (2014).

47. Mickelborough, J., van der Linden, M. L., Richards, J. & Ennos, A. R. Validity and reliability of a kinematic protocol for determining foot contact events. Gait Posture 11, 32– 37 (2000).

48. Winter, D. Human balance and posture control during standing and walking. Gait & Posture 3, 193–214 (1995).

Author Contributions

E. Yiou, C. Teyssèdre, P. Fourcade, R. Artico and A. Delafontaine designed the study; collected, analysed and interpreted the data; drafted and revised the manuscript and figures; and gave final approval.

Additional Information

Competing Interests: The authors declare that they have no competing interests.

Etude 4 : Comparaison de la taille de la base de support lors de l'initiation de la marche à l'aide d'une plate-forme de force et d'un système de capture du mouvement par la méthode de Bland et Altman

Cette étude a donné lieu à la publication suivante :

Comparison of base of support size during gait initiation using force-plate and motion-capture system: A Bland and Altman analysis

Yiou, E., Teyssèdre, C., **Artico, R.**, Fourcade, P., 2016. Journal of Biomechanics 49, 4168–4172. https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2016.11.008

Résumé

Cette étude visait à évaluer l'erreur commise par les chercheurs lorsque les données d'une plateforme de force sont utilisées pour estimer la taille de la BS lors de l'initiation de la marche. Dans cette perspective, la longueur et la largeur du pas ont été calculées selon une méthode basée sur un système de capture du mouvement (méthode cinématique, considérée comme la norme de référence ou « gold standard ») et une méthode basée sur l'analyse du décours temporel du centre des pressions (CP) déterminé à partir d'une plateforme de force (méthode dynamique). Ces deux méthodes ont été comparées au moyen de la méthode de Bland et Altman, qui est une méthode statistique classiquement utilisée pour comparer deux techniques de mesures différentes. Les participants (N = 19) ont effectué une série de tests d'initiation de la marche en condition de vitesse spontanée et de vitesse maximale (SVC et MVC, respectivement). L'analyse de Bland et Altman a montré que, d'une part, les biais de longueur et de largeur de pas, correspondant à la différence entre les deux méthodes, étaient très faibles (2,1%) dans les deux conditions de vitesse. D'autre part, 95% des différences dans les valeurs de longueur de pas variaient entre 10% et 15% en valeur absolue. Les mesures réalisées avec le système VICON ont montré que la longueur du pas était significativement plus

importante en condition MVC qu'en condition SVC, sans interaction entre les facteurs « méthode » et « vitesse ». Enfin, il n'y avait pas d'effet significatif de la méthode sur les paramètres du pas. Ces résultats suggèrent que la méthode dynamique est suffisamment précise pour pouvoir comparer les paramètres du pas entre les conditions. Des erreurs non négligeables (i.e. pouvant aller jusqu'à 15%) peuvent cependant survenir lorsque ces paramètres sont estimés individuellement.

Journal of Biomechanics ∎ (∎∎∎∎) ∎∎∎–∎∎∎

Contents lists available at ScienceDirect

Journal of Biomechanics

journal homepage: www.elsevier.com/locate/jbiomech
www.JBiomech.com

Short communication

Comparison of base of support size during gait initiation using force-plate and motion-capture system: A Bland and Altman analysis

E. Yiou [a,b,*], C. Teyssèdre [a,b], R. Artico [a,b], P. Fourcade [a,b]

[a] Université Paris Sud, Université Paris-Saclay, CIAMS, 91405 Orsay, France
[b] CIAMS, Université d'Orléans, 45067 Orléans, France

ARTICLE INFO

Article history:
Accepted 8 November 2016

Keywords:
Stability
Step length/width
Force-plate
Motion capture
Gait initiation

ABSTRACT

This study aimed to estimate the error made by investigators when force-plate data are used to approximate base of support size during gait initiation. Step length and step width obtained with a method based on motion capture system (Kinematics method, considered the "gold standard") and with a method based on the centre of pressure traces obtained from a force-plate (Force-plate method) were purposely compared using descriptive statistics and the Bland and Altman (BA) method. Participants ($N=19$) performed series of gait initiation in Spontaneous and Maximal Velocity Conditions (SVC and MVC, respectively). BA analysis showed that 1) step length and width biases, corresponding to the difference between the two methods, were very small ($<2.1\%$) in both velocity conditions and 2) the 95% limits of agreement of the BA plots ranged between 10% and 15% in absolute value. Repeated measures ANOVA showed that step length was significantly larger in MVC than in SVC, with no velocity X method interaction. There was no significant effect of the method on both step parameters. The present results suggest that the Force-plate method is sufficiently accurate to compare step parameters across conditions. However, researchers should be aware that non-negligible errors might occur when considering individual data.

© 2016 Elsevier Ltd. All rights reserved.

1. Introduction

The measurement of equilibrium stability (thereafter refer to as "stability") is a major issue in Motor Control. During locomotor tasks, a key feature determining stability is the base of support (BoS) size at the time of swing-foot contact (e.g. Caderby et al., 2014; Yiou et al., 2016). Gait initiation (GI) is a functional locomotor task that is classically used in the literature to investigate how the central nervous system controls stability during whole-body movement. It is defined as the transient period between quiet standing posture and swing-foot contact (Brenière et al., 1987). In most studies on locomotion, the investigation of postural control and the evaluation of stability involve simultaneous recordings from force-plate and motion capture systems to obtain centre-of-pressure (CoP) shift, centre-of-mass (CoM) kinematics and BoS size. Now, as stressed in the literature, the cost and complexity of collecting measurements with motion capture systems limit their use in many laboratories (Caderby et al., 2013; Martinez-Mendez et al., 2011). It might therefore be relevant to validate alternative methods that require solely force-plate recordings to obtain both kinetics and kinematics GI parameters.

During GI, force-plate is often substituted for motion capture systems to compute the CoM kinematics (Brenière et al., 1987; Memari et al., 2014; McIlroy and Maki, 1999; Yiou et al., 2016). The agreement of this method in regards to motion capture systems has been previously shown (e.g. McIlroy and Maki, 1999). Force-plate is also commonly used to compute the BoS size during walking (e.g. Arvin et al., 2016 for adults; Bril and Brenière, 1992 for toddlers) and GI (e.g. Brenière et al., 1987; Lepers et al., 1999; Brenière and Do, 1986; Gélat et al., 2011; Honeine et al., 2014; Stins and Beek, 2011; Yiou and Do, 2010). Note that the estimation of the BoS size at swing-foot contact, which is determined by step width and length, is then particularly relevant for these studies since instability is maximal at this instant (Caderby et al., 2014). However, the accuracy of these force-plate measurements in regard to motion capture systems is currently unknown. Possible errors have been considered but were not quantified (cf. the limitations in the study of Arvin et al. (2016).

Thus, this study aimed to estimate the error made by investigators when force-plate data are used to quantify BoS size during GI. Step length and width obtained with a method based on motion capture system (Kinematics method, considered the "gold standard") and with a method based on CoP traces (Force-plate

* Corresponding author at: Université Paris Sud, Université Paris-Saclay, CIAMS, 91405, Orsay, France. Fax: +33 1 69 15 62 22.
E-mail address: eric.yiou@u-psud.fr (E. Yiou).

http://dx.doi.org/10.1016/j.jbiomech.2016.11.008
0021-9290/© 2016 Elsevier Ltd. All rights reserved.

Please cite this article as: Yiou, E., et al., Comparison of base of support size during gait initiation using force-plate and motion-capture system: A Bland and Altman analysis. Journal of Biomechanics (2016), http://dx.doi.org/10.1016/j.jbiomech.2016.11.008

method) were purposely compared with descriptive statistics and the Bland and Altman (BA) method, a statistical method classically used to compare two different measurement techniques (Bland and Altman, 1986).

2. Materials and methods

2.1. Subjects

Nineteen subjects (8 females; 25.5 ± 6.9 years; 68.6 ± 10.2 kg; 173 ± 7 cm) participated in the experiment. They provided written consent after having been informed as to the nature and purpose of the experiments, which were approved by local ethics committees. The study conformed to the standards set by the Declaration of Helsinki.

2.2. Protocol

Participants initiated gait from the quiet standing posture and continued walking to the end of a five-meter track. Ten trials were performed at spontaneous velocity ("spontaneous velocity condition", SVC) and ten at maximal velocity ("maximal velocity condition", MVC). Participants were barefoot and initiated gait when they felt ready after a preparatory auditory signal.

2.3. Materials

Participants initially stood on a force-plate (600 × 1200 mm, AMTI, USA) embedded at the beginning of the track. Reflective skin markers (9 mm in diameter) were placed bilaterally at the hallux (toe marker), head of fifth metatarsal (metatarsal marker) and posterior calcaneus (heel marker). A V8i VICON eight-camera motion capture system (Oxford Metrics Ltd., UK) was used to detect foot markers.

2.4. Data analysis

Kinematic and force-plate data were collected simultaneously at a rate of 500 Hz. Data were low-pass filtered using a Butterworth filter with a 15 Hz and a 10 Hz cut-off frequency. The mediolateral and anteroposterior CoP coordinates were computed from force-plate data.

2.5. Variables

Participant systematically stroke the force-plate with the swing-heel first (thus yielding a "rear foot strike pattern") as detected visually and with the VICON. In the Kinematics method, step width therefore corresponded to the lateral distance between the metatarsal marker of the stance foot and the swing-heel marker at heel-contact (Caderby et al., 2014; Yiou et al., 2016). Step length corresponded to the anteroposterior distance between the stance-heel and the swing-heel markers at heel-contact. In the Force-plate method, step length corresponded to the difference between the most backward CoP position and the CoP position at rearfoot clearance. This time was marked by the onset of the second plateau of the mediolateral CoP trace (Fig. 1), which was further checked visually with the toe marker of the rearfoot. Step width corresponded to the difference between the most lateral position of the mediolateral CoP trace obtained during the first plateau (cf. Fig. 1) and the mediolateral CoP position at rearfoot clearance. These CoP values were chosen because they were the closest to the markers on the feet.

2.6. Statistics

To investigate the agreement between the Force-plate and the Kinematics method, a Bland and Altman (BA) analysis was conducted. BA plots were generated for each velocity condition, with the horizontal axis representing the mean step length or width obtained with the two methods (i.e. step length or width obtained with the Force-plate method + step length or width obtained with the Kinematics method/2), and the vertical axis representing the difference between the two methods (i.e. step length or width obtained with the Kinematics method minus step length or width obtained with the Force-plate method). The lack of agreement between the two methods was summarized by calculating the *bias*, estimated by the mean difference (d) and the standard deviation of the differences (SD). The normality of the differences was checked using the Shapiro–Wilk test. The dispersion of the differences within each plot was quantified with the 95% *limits of agreement*. These limits corresponded to $d + 1.96$ SD (upper limit) and $d - 1.96$ SD (lower limit). Absolute and relative values of the biases and agreement limits were reported.

The BA analysis was completed by descriptive statistics which included means and standard deviations of step width, step length and corresponding biases. ANOVA with repeated measures with the velocity (SVC vs. MVC) and the method (Force-plate vs. Kinematics) as within subject-factors was conducted on step length and width. The alpha level was set at 0.05.

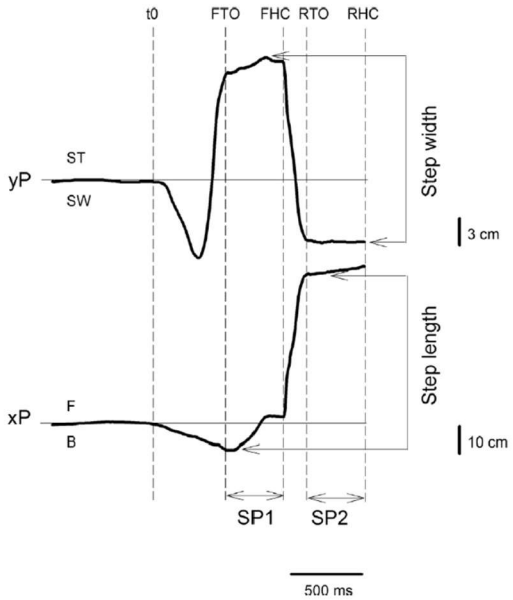

Fig. 1. Typical anteroposterior (xP) and mediolateral (yP) centre of pressure traces during gait initiation at maximal velocity. t0: onset variation of traces, FTO: forward toe-off, FHC: forward heel contact, RTO: rear toe-off, RHC: rear heel contact. SP1, SP2: First and second single support phase. F, B, ST, SW: forward, backward, stance leg side, swing leg side, respectively.

3. Results

3.1. Biomechanical traces

The time-course of the biomechanical traces was globally similar in the two velocity conditions (Fig. 1). Along the anteroposterior axis, the CoP was initially shifted backward and then abruptly shifted forward at swing-heel contact. Along the mediolateral axis, the CoP trace reached two successive plateaus: the first corresponded to the first single stance phase (from swing toe-off to heel-contact) and the second to the second swing phase (from rear toe-off to heel-contact).

Bland and Altman analysis. The BA plots (Fig. 2) showed that the absolute and relative biases for step width and length were very small in each velocity condition, ranging between 0.4 ± 0.6 cm for step width in SVC (which corresponded to a relative bias of 2.1 ± 6.5%) and −1.3 ± 1.7 cm for step length in MVC (relative bias: −1.5 ± 4.0%). The zero baselines were systematically included in the 95% confidence intervals. The absolute 95% limits of agreement were clearly larger for step length than for step width in each velocity condition, but were quite similar in SVC and MVC for step width and length. In contrast, the relative values of these limits were slightly smaller for step length than for step width in each velocity condition, and were quite similar in MVC and SVC. More precisely, 95% of the differences in step length values ranged between −9 cm and 7 cm (in relative terms: −12.2% and 9.3%, respectively) in SVC, and between −8 cm and 6 cm (−9.3% and 6.4%) in MVC. For step width, 95% of the differences ranged between −2.3 cm and 3.1 cm (−11.3% and 15.4%) in SVC, and between −2.6 cm and 3.5 cm (−12.5% to 16.6%) in MVC.

Please cite this article as: Yiou, E., et al., Comparison of base of support size during gait initiation using force-plate and motion-capture system: A Bland and Altman analysis. Journal of Biomechanics (2016), http://dx.doi.org/10.1016/j.jbiomech.2016.11.008

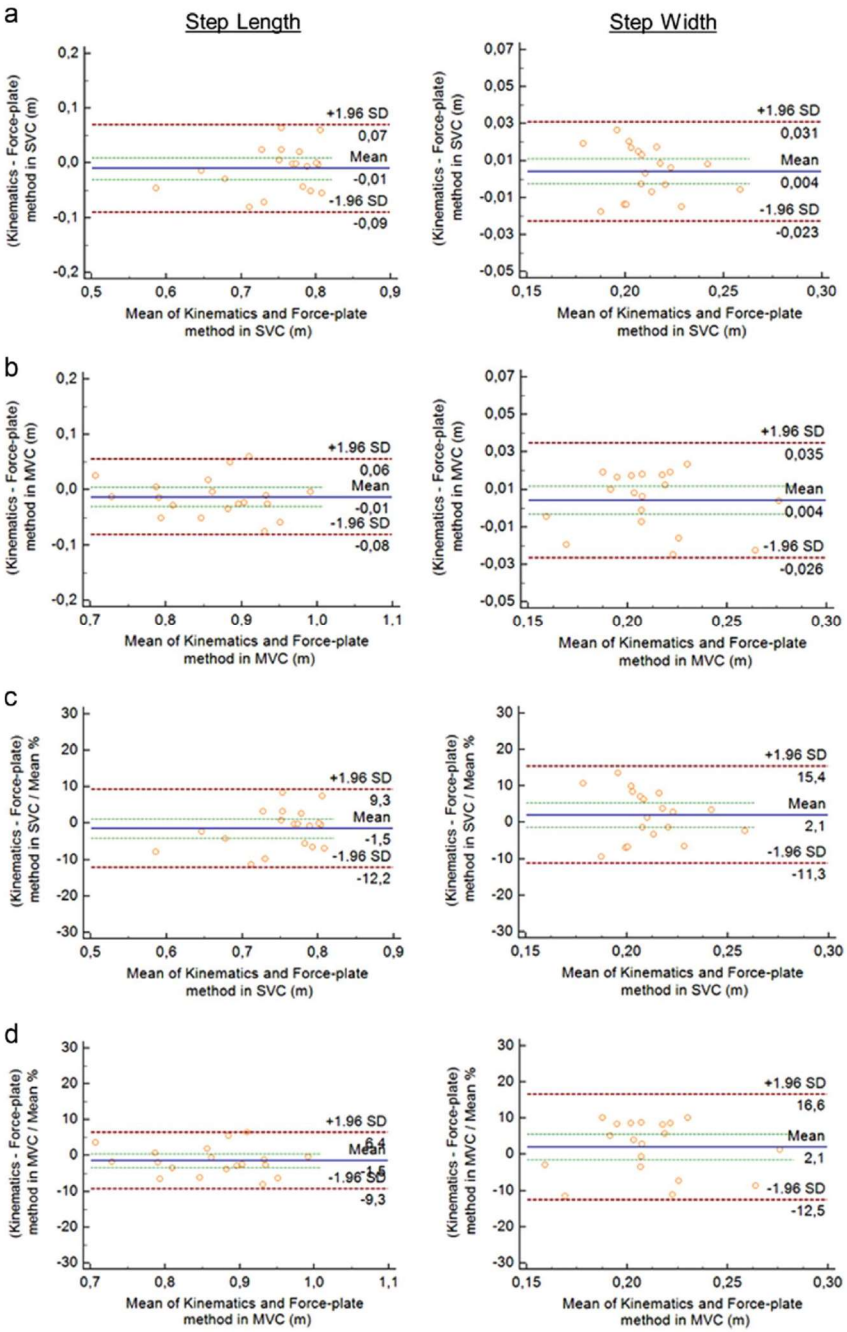

Fig. 2. Bland and Altman plots showing the mean step length (left column) and mean step width (right column) obtained in the two measurement methods (abscissa), against the difference between these two methods (ordinate). SVC, MVC: spontaneous and maximal velocity condition, respectively. SD: standard deviation. Reported in the plots are the *absolute values* (step length/width) obtained in SVC (a) and in MVC (b), along with the corresponding *relative values* obtained in SVC (c) and in MVC (d). For each plot, the 95% limits of agreement (black dotted lines) and the bias (black full line) are reported. The 95% limits of confidence of the biases are also shown (grey dotted lines). Each circle represents the mean value obtained in one participant.

3.2. Descriptive statistics

As expected, there was a significant effect of velocity on step length ($F[1,18] = 62.94$, $p < 0.001$), which was larger in MVC than in SVC (Fig. 3). In contrast, there was no significant effect of velocity on step width or method X velocity interaction for both step parameters. There was also no significant effect of the method on step length and step width.

Please cite this article as: Yiou, E., et al., Comparison of base of support size during gait initiation using force-plate and motion-capture system: A Bland and Altman analysis. Journal of Biomechanics (2016), http://dx.doi.org/10.1016/j.jbiomech.2016.11.008

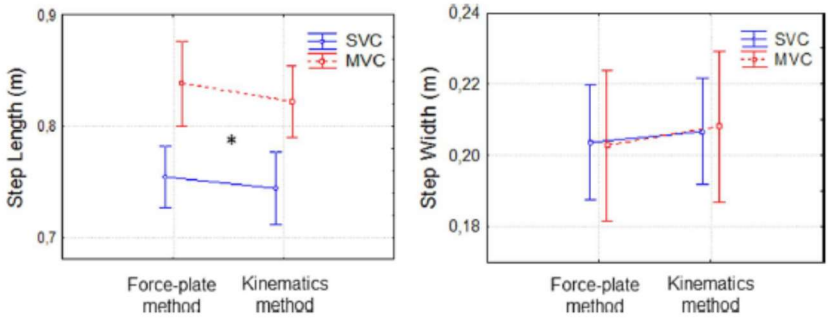

Fig. 3. Descriptive statistics comparing the step width and length mean values as a function of the method (Force-plate vs. Kinematics) and the velocity condition (SVC vs MVC). SVC, MVC: spontaneous and maximal velocity condition, respectively. Reported values are means ± 1 standard deviation (all participants together). Note that excepted for a main effect of velocity on step length (cf. * on the left graph), there was no significant main effect of the method, velocity nor methodxinteraction for step length/width mean values.

4. Discussion

This study aimed to estimate the error made by investigators when force-plate data are used to approximate step length and width during GI. Results showed that there was no effect of the method on step width or length, neither velocityxmethod interaction. When comparing group mean values, the Force-plate and the Kinematics methods thus provided equivalent step parameters, even when the velocity instruction varied. The result that the biases provided by the BA analysis were virtually zero for both step parameters in each velocity condition corroborates this finding.

The 95% limits of agreement of these biases, which reflect the dispersion of the differences between the two methods, however attenuate the statement that the Force-plate method may be substituted to the Kinematics method for the measurement of step parameters. Indeed, pooling both step parameters and velocity conditions, the *relative* 95% limits of agreement ranged between approximately 10% and 15% in absolute value (Fig. 2). These differences may likely be ascribed to the individual's swing foot positioning on the force-plate at the time of rearfoot clearance. According to this positioning, the CoP might indeed be located either merely towards the backward or the forward part of the swing heel, being thus more or less distant to the swing-heel marker position. In a similar way, the differences in step width may likely be ascribed to the participant's level of swing foot pronation/supination at rearfoot clearance. This level may directly impact on the mediolateral distance between the CoP and the swing-heel marker position. A large anteroposterior and mediolateral distance between these two positions would increase step length and width difference between the two methods, respectively, and thus reduce the agreement between them.

Now, it is noteworthy that both methods provided a smaller step length in SVC than in MVC, with no methodxvelocity interaction for both step parameters. Similar findings were found in a pilot study (not reported here) where an obstacle to clear was added in front of the participants. Globally, these results show that the error in step width and length made with the Force-plate method remained constant for each individual when the experimental conditions varied. These findings suggest that the strategy of CoP control remained unchanged across the experimental conditions.

In conclusion, the present results suggest that researchers should be aware that non-negligible errors (i.e. errors which might reach up to 15%) might occur when measuring an individual's BoS components with force-plate data. This might be an issue if these components are needed for a specific participant in a given condition, e.g. for clinical purposes. Now, step width and length biases of BA plots were very small ($<2.1\%$), and descriptive statistics showed that both methods provided equivalent results in regards to step parameters and biases. Thus, considering the population as a whole, the present results suggest that the Force-plate method might be sufficiently accurate to compare these parameters across conditions, which might be very useful for studies investigating postural control during GI.

Conflict of interest

All authors disclose any financial and personal relationships with other people or organisations that could inappropriately influence (bias) the present work.

Acknowledgments

The authors wish to express their gratitude to the anonymous reviewers for scrutinizing the present manuscript and for their highly relevant comments. The authors also wish to greatly thank Pr. Dru V. for his help on the statistical analysis.

References

Arvin, M., Mazaheri, M., Hoozemans, M.J.M., Pijnappels, M., Burger, B.J., Verschueren, S.M.P., vanDieën, J.H., 2016. Effects of narrow base gait on mediolateral balance control in young and older adults. J. Biomech. 49, 1264–1267.
Bland, J.M., Altman, D.G., 1986. Statistical methods for assessing agreement between two methods of clinical measurement. Lancet 1, 307–310.
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., 1986. When and how does steady state gait movement induced from upright posture begin? J. Biomech. 19, 1035–1040.
Bril, B., Brenière, Y., 1992. Postural requirements and progression velocity in young walkers. J. Mot. Behav. 24, 105–116.
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 Posture 37, 463–466.
Caderby, T., Yiou, E., Peyrot, N., Begon, M., Dalleau, G., 2014. Influence of gait speed on the control of mediolateral dynamic stability during gait initiation. J. Biomech. 47, 417–423.
Gélat, T., Coudrat, L., Le Pellec, A., 2011. Gait initiation is affected during emotional conflict. Neurosci. Lett. 497, 64–67.
Honeine, J.L., Schieppati, M., Gagey, O., Do, M.C., 2014. By counteracting gravity, triceps surae sets both kinematics and kinetics of gait. Physiol. Rep. 2 (2), e00229.
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.

Please cite this article as: Yiou, E., et al., Comparison of base of support size during gait initiation using force-plate and motion-capture system: A Bland and Altman analysis. Journal of Biomechanics (2016), http://dx.doi.org/10.1016/j.jbiomech.2016.11.008

Martinez-Mendez, R., Sekine, M., Tamura, M., 2011. Detection of anticipatory postural adjustments prior to gait initiation using inertial wearable sensors. J. Neuroeng. Rehabil. 8, 17.
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.
Memari, S., Le Bozec, S., Bouisset, S., 2014. Particular adaptations to potentially slippery surfaces: the effects of friction on consecutive postural adjustments (CPA). Neurosci. Lett. 561, 24–29.
Stins, J.F., Beek, P.J., 2011. Organization of voluntary stepping in response to emotion-inducing pictures. Gait Posture 34, 164–168.
Yiou, E., Do, M.C., 2010. Control of medio-lateral stability during rapid voluntary step initiation with preferred and non-preferred leg: is it symmetrical? Gait Posture 32, 145–147.
Yiou, E., Fourcade, P., Artico, R., Caderby, T., 2016. Influence of temporal pressure constraint on the biomechanical organization of gait initiation made with or without an obstacle to clear. Exp. Brain Res. 234, 1363–1375.

Please cite this article as: Yiou, E., et al., Comparison of base of support size during gait initiation using force-plate and motion-capture system: A Bland and Altman analysis. Journal of Biomechanics (2016), http://dx.doi.org/10.1016/j.jbiomech.2016.11.008

Partie 4 - Discussion générale

L'objectif principal de cette thèse était d'investiguer l'organisation biomécanique de l'initiation de la marche lors de l'application cumulée d'une contrainte temporelle et de contraintes spatiales, endogène (pose du pied) et exogène (enjambement d'obstacle). Ces différentes contraintes spatiotemporelles ont été utilisées comme variables expérimentales indépendantes lors de nos trois expériences principales. Au fur et à mesure de l'avancée de nos travaux, nous avons affiné, puis diversifié les contraintes proposées dans le but d'avoir une compréhension plus fine des mécanismes d'adaptation du système postural.

En effet, lors de la première étude, nous avons utilisé deux contraintes (pression temporelle et obstacle) et donc manipulé deux variables indépendantes : initiation de la marche avec pression temporelle forte ou faible et initiation de la marche avec ou sans obstacle.

Lors de la deuxième étude, nous avons utilisé les mêmes contraintes que dans l'étude précédente (pression temporelle et obstacle), mais en proposant différents niveaux de contraintes spatiales (3 hauteurs et 3 distances), manipulant ainsi trois variables indépendantes (pression temporelle, distance et hauteur d'obstacle) et générant dix-huit conditions expérimentales.

A la suite de l'observation d'un changement de stratégie de pose du pied au sol, après le franchissement de l'obstacle le plus distant dans l'étude précédente, nous avons choisi d'utiliser la pose de pied comme variable expérimentale indépendante dans une troisième étude. Deux conditions ont ainsi été imposées aux sujets : franchissement d'obstacle avec une pose « avant-pied » et franchissement d'obstacle avec une pose « arrière-pied ».

Enfin, la dernière étude nous a permis de comparer la validité de la mesure de la BS en utilisant la plateforme de force vis-à-vis du système de capture de mouvement VICON, considéré comme le « gold standard ».

Notre hypothèse générale était que le système postural, chez le jeune adulte sain, est capable de s'adapter à l'augmentation des différentes contraintes spatiales et temporelles qui lui étaient imposées expérimentalement, de manière à maintenir un niveau de performance motrice et de stabilité posturale invariants.

Dans ce chapitre, nous discuterons dans un premier temps des adaptations du système postural aux contraintes proposées, avec pour toile de fond le concept de « capacité posturo-cinétique ». Dans un deuxième temps, nous discuterons de l'intérêt de la modélisation biomécanique pour mieux révéler les mécanismes d'adaptation du système postural. Dans un troisième temps, nous discuterons de nos résultats au regard du concept de « modèle interne ». Pour finir, et étant donné les perspectives de ces travaux (population vieillissante), nous aborderons les implications cliniques concernant la rééducation de l'équilibre.

1. Adaptation du système postural aux contraintes spatiotemporelles dans le paradigme d'initiation de la marche

Nos résultats ont montré que lors de l'initiation de la marche, l'adaptation aux contraintes spatiotemporelles imposées avait lieu principalement pendant la phase des APA. C'est notamment ce qui a été montré par le biais du modèle mécanique (cf. chapitre 2, ci-après). Cependant, comme les études 2 et 3 de ce document l'ont montré, d'autres types d'adaptations telles que la pose du pied au sol (attaque du sol arrière-pied ou avant-pied) ou encore la modification de la raideur du membre d'appui (étude en cours), peuvent également avoir lieu.

1.1. La pression temporelle

Comme souligné dans la littérature, la performance motrice (Brenière et al., 1987; Lepers et Brenière 1995) et la stabilité posturale (McIlroy et Maki 1999; Yiou et al., 2012a; Caderby et al., 2014) lors de l'initiation à la marche, dépendent de la dynamique posturale

générée lors des APA. Les études 1 et 2 de ce travail doctoral ont montré qu'en condition de temps de réaction (pression temporelle forte), la durée des APA était réduite comparativement à la condition d'initiation de la marche auto-initiée (pression temporelle faible). Ces résultats indiquent que les sujets répondent à la pression temporelle en réduisant le temps de préparation posturale précédant le mouvement focal (i.e. correspondant au mouvement du membre inférieur oscillant). La stabilité posturale et la performance motrice n'étaient cependant pas altérées par cette réduction de durée. Ce constat suggère que, lors de l'initiation de la marche sous pression temporelle, certaines formes d'adaptations se sont produites lors des APA.

En ce qui concerne la performance motrice, il a été montré que celle-ci est déterminée par la quantité d'APA générée selon l'axe antéropostérieur (AP) (Brenière et al., 1987; Lepers et Brenière 1995). En effet, selon l'axe AP, la vitesse du CM au décollement du pied est générée par le moment de force de la gravité qui dépend de l'écart entre le CP et le CM et de la durée pendant laquelle ce moment de force s'applique au CM. Ces données sont mesurées respectivement par le pic de recul du CP et par la durée des APA. En condition de pression temporelle forte, la performance motrice était maintenue malgré la diminution de la durée des APA. Ceci nous a amené à proposer que l'augmentation du recul anticipateur du CP en condition de pression temporelle forte permettait de compenser la durée réduite des APA, en permettant de générer une vitesse du CM au décollement inchangée.

De plus, il a été observé qu'en condition de pression temporelle forte, le recul du CP atteignait les limites postérieures de la BS. Autrement dit, il apparait qu'une diminution supplémentaire de la durée des APA dans cette condition aurait, certes permis de décoller le pied plus tôt, mais n'aurait pas pu être compensée par un recul du CP plus important, le CP restant nécessairement positionné dans la BS. Il semblerait donc que la durée des APA ait été réglée avec précision par le SNC de façon à atteindre une valeur minimale compatible avec une

adaptation complète de l'amplitude des APA, révélant ainsi un lien fonctionnel probable entre la programmation de l'amplitude des APA et leur durée. Nous reviendrons sur cette capacité de coordination entre ces deux paramètres dans le chapitre 3, ci-après.

Dans le cadre des travaux de cette thèse, la stabilité posturale a été quantifiée par le biais de la MS. Comme pour la performance motrice, les résultats ont montré que l'induction d'une pression temporelle forte n'affectait pas significativement la stabilité posturale et ce, malgré la réduction importante de la durée des APA sur l'axe ML. Ce résultat suggère que des mécanismes posturaux adaptatifs se sont produits pendant les APA permettant de compenser cette diminution de durée. Ces mécanismes semblent globalement similaires à ceux observés sur l'axe AP. Plus précisément, il a été constaté que la diminution de la durée des APA sur l'axe ML était concomitante d'une augmentation de l'amplitude du déplacement anticipateur du CP vers la jambe oscillante, permettant ainsi d'atteindre une vitesse ML du CM au décollement du pied invariante. Cette augmentation de l'amplitude des APA serait donc responsable du maintien de la stabilité posturale en condition de pression temporelle forte, ce qui a été confirmé par le modèle mécanique dans l'étude 2. Ces résultats vont dans le sens de l'hypothèse selon laquelle la MS serait un paramètre d'équilibration dynamique contrôlé par le SNC (Yiou et al., 2011a,b; Caderby et al., 2014). Selon cette hypothèse, le SNC utiliserait la MS comme un paramètre de régulation de la stabilité posturale de façon à adapter par essai/erreur les caractéristiques spatiotemporelles de la phase d'ajustement postural, et ce, grâce au concept de « modèle interne » dont nous parlerons dans la suite de ce document.

1.2. L'obstacle

En accord avec la littérature (e.g. Chou et al., 2001; Hahn et Chou, 2004), les études 1 et 2 de ce travail doctoral ont montré que la présence d'un obstacle à franchir augmentait la

durée de la phase d'exécution du pas. Plus précisément, les résultats de l'étude 2 indiquaient que la durée de la phase d'exécution du pas augmentait avec la hauteur de l'obstacle à franchir.

Or, selon le modèle du pendule inversé (Gage et al., 2004; Gurfinkel, 1973; Nashner, 1971; Winter, 1995), l'augmentation de la durée de la phase pendulaire s'accompagne potentiellement d'une augmentation de l'instabilité. L'augmentation de la durée de cette phase peut effectivement conduire théoriquement à un déplacement et à une vitesse latérale du CM plus importants au contact du pied avec le sol, augmentant ainsi le risque de chute latérale. Les résultats des études 1 et 2 ont cependant mis en évidence que la variation de hauteur de l'obstacle (et donc la variation de la durée de la phase d'exécution du pas) n'avait pas d'effet significatif sur la cinématique du CM au contact du pied au sol et sur la stabilité posturale associée. Il a par ailleurs été mis en évidence que le déplacement latéral du CP au cours des APA augmentait au prorata de la hauteur de l'obstacle. Cette augmentation de l'amplitude des APA ML était responsable d'une élévation de la vitesse ML du CM au décollement du pied, laquelle est en lien avec la stabilité posturale à la pose du pied comme l'a montré notre modèle théorique. Ces résultats corroborent ceux discutés précédemment sur l'effet de la pression temporelle, dans la mesure où ils impliquent que le SNC adapte l'amplitude des APA ML à la durée de la phase pendulaire de manière à maintenir une stabilité posturale constante à l'instant du contact du pied au sol. Globalement, ces résultats concordent avec la littérature indiquant que la stabilité posturale à la fin d'un mouvement volontaire est un paramètre majeur pris en compte lors de la programmation des APA ML (Do et al., 1991; Nouillot et al., 2000).

A l'inverse de la hauteur, l'augmentation de la distance entre le sujet et l'obstacle à franchir n'avait pas d'incidence sur la durée de la phase d'exécution du pas, mais entrainait une augmentation de la performance motrice. Ce résultat était attendu car l'augmentation de la distance à l'obstacle imposait au sujet d'exécuter un pas plus grand. Cette augmentation de la

longueur du pas - et donc de la vitesse de progression du CM - était possible grâce à l'augmentation de l'amplitude du recul du CP au cours des APA comme l'ont montré Lepers et al., (1995).

L'obstacle a également permis de mettre en évidence comment le SNC coordonnait les composantes ML et AP des APA afin de permettre une progression sécuritaire du corps. Dans l'étude 2, la hauteur et la distance de l'obstacle ont été manipulées indépendamment. Les résultats ont montré que l'amplitude des APA selon les axes AP et ML variait de façon adaptative en fonction de la durée de la phase pendulaire, mais en sens opposé. En effet, l'amplitude des APA ML augmentait avec la hauteur de l'obstacle tandis que l'amplitude des APA AP diminuait. Nous avons également observé une diminution de la durée des APA sur les deux axes ainsi qu'une diminution de la durée de la phase de décollement du pied avec la hauteur de l'obstacle. Il a été proposé que cette modulation des APA reflétait l'existence d'une stratégie de protection visant à franchir l'obstacle en toute sécurité en réduisant les risques de contact du pied oscillant avec l'obstacle. En effet, l'obstacle étant plus haut, réduire la durée de décollement du pied ainsi que la vitesse de progression du corps vers l'avant, permettrait aux sujets de lever la jambe plus tôt pour franchir l'obstacle sans risquer de le toucher. Or, l'augmentation de la hauteur de l'obstacle nécessite une augmentation de la vitesse du CM ML au décollement du pied pour compenser l'instabilité engendrée par l'augmentation de la durée de la phase pendulaire. Compte tenu de ces exigences imposées par la présence de l'obstacle, le SNC doit nécessairement avoir pris en compte le temps alloué pour le décollement du pied oscillant pour programmer l'amplitude des APA ML. En d'autres termes, il est probable que les contraintes imposées au système postural dans le sens de la progression (AP), aient été intégrées à la programmation des APA dans la direction ML. Cette hypothèse va dans le sens de l'idée selon laquelle le SNC exercerait un contrôle « global » sur la dynamique posturale

anticipatrice dans le plan horizontal (Caderby et al., 2014), plutôt qu'un contrôle indépendant des APA sur les axes AP et ML. Cette coordination entre les paramètres ML et AP des APA semble donc être une condition impérative pour pouvoir franchir l'obstacle en toute sécurité et atteindre un état stable au contact du pied avec le sol.

Une autre forme d'adaptation posturale liée à la présence de l'obstacle a été mise en évidence de façon « fortuite » dans l'étude 2. Plus la distance à l'obstacle augmentait, plus le pourcentage d'essais avec une pose « avant-pied » au sol était important. En effet, bien que l'initiation de la marche soit classiquement décrite avec une pose arrière-pied dans la littérature (Brenière et al., 1987; Brunt et al., 1991, 2000), nous avons observé que plus l'obstacle à franchir était distant, plus la pose avant-pied était fréquente. En parallèle, nous avons pu constater que la vitesse verticale du CM à la pose du pied augmentait avec la distance à l'obstacle. Ceci se comprend aisément étant donné l'augmentation du moment de la gravité sur le CM à la suite de l'augmentation de la distance entre le CP et le CM. Nous avons donc supposé que cette adaptation avec une pose avant-pied avait pour objectif d'améliorer la gestion des forces de réaction du sol amplifiées du fait de l'augmentation de la vitesse verticale du CM. Une autre hypothèse était que la pose avant-pied permettait également une amélioration de la stabilité posturale, permise par l'élargissement de la BS par rapport à une pose arrière-pied. Ces hypothèses sont discutées ci-après.

1.3. Modification de la stratégie de pose de pied oscillant au sol

La modification de pose du pied au sol lors de l'initiation de la marche, dont l'étude 3 a été l'objet, modifie également la biomécanique de l'initiation de la marche. En effet, lors de l'étude 3, les sujets devaient franchir un obstacle d'une hauteur et d'une distance correspondant à 15 % et 30 % de leur taille, respectivement, selon deux conditions : pose du pied oscillant

avec le talon (ou pose « arrière-pied ») ou pose du pied oscillant avec la pointe (ou pose « avant-pied »).

Nos résultats ont montré qu'en condition de pose avant-pied, la stabilité posturale était améliorée. L'augmentation de la largeur de la BS à ce même instant était principalement responsable de ce résultat. Plus précisément, cette augmentation était permise par la différence de largeur qui existe entre l'avant du pied et le talon. L'avant du pied étant plus large, poser celui-ci en premier augmenterait la BS. De plus, cette amélioration de la MS est constatée malgré une diminution des APA ML.

Sur l'axe vertical, nous avons observé que le freinage de la vitesse verticale du CM au cours de la phase pendulaire (le « braking index ») était plus faible en pose avant-pied qu'en pose arrière-pied. Il s'en est suivi une vitesse verticale du CM à la pose du pied plus importante en avant-pied qu'en arrière-pied. Malgré cela, nous avons constaté une diminution des forces de réaction du sol en termes de pic d'amplitude, mais aussi en termes de répartition de cette force dans le temps (pente des forces de réaction du sol), ce qui a pour conséquence de diminuer l'amplitude de la secousse au niveau de la 7^{ième} cervicale consécutif à la pose du pied. Ainsi, il apparait qu'en condition avant-pied, la stabilité posturale et la gestion des forces de réaction verticales du sol s'améliorent et ce, malgré des APA ML et un « braking index » plus faibles qu'en condition arrière-pied. Nous pouvons donc nous demander comment cela est possible et pourquoi.

Du fait de la pose avant-pied, le talon ne touche pas le sol ce qui permet un travail excentrique de freinage des fléchisseurs plantaires de chevilles au moment du contact du pied avec le sol. Grâce à ce travail excentrique, les fléchisseurs plantaires permettent d'atténuer les forces de réaction du sol. Ce phénomène a bien été étudié en course à pied où la pose avant-pied a montré une meilleure capacité à absorber les forces de réaction au sol et potentiellement

à diminuer le risque de blessure (Daoud et al., 2012; Lieberman et al., 2010; Milner et al., 2006). Ainsi lors de l'initiation de la marche avec pose avant-pied imposée, le SNC bénéficiant d'une meilleure capacité à gérer les forces de réaction du sol diminuerait le « braking index » étant donné son coût énergétique et attentionnel (Honeine et al., 2014; Welter et al., 2007). Dans un même souci d'économie énergétique et attentionnelle, la pose avant-pied permettant une diminution de la durée de la phase pendulaire ainsi qu'une augmentation de la BS, le SNC pourrait se permettre de générer moins d'APA ML tout en maintenant la même stabilité posturale lors de la pose du pied.

Au final, ces résultats suggèrent que la pose en avant-pied modifie la biomécanique de l'initiation de la marche car le SNC prendrait en compte les qualités d'absorption des forces de réaction du sol et de stabilisation apportée par cette pose avant-pied.

2. Apport de la modélisation biomécanique pour l'étude des liens fonctionnels entre APA et stabilité posturale

Lyon et Day (1997, 2005) ont modélisé le corps au cours de l'initiation de la marche sur la base d'un pendule inversé simple tombant librement sous l'influence de la gravité. Ce modèle leur a permis de prédire l'ampleur de la chute latérale du CM au cours de la phase pendulaire du pas. Dans l'étude 2, nous avons élaboré un modèle mécanique basé sur les données des études 1 et 2 afin d'examiner l'incidence des modifications des paramètres des APA ML sur la stabilité posturale à l'instant du contact du pied au sol. Pendant la phase pendulaire de l'initiation de la marche, le corps humain a ainsi été modélisé comme un « pendule conique inversé » unique pivotant autour d'un point fixe (cheville de la jambe portante). Nous avons considéré que le centre de masse tombait latéralement sous l'influence de deux forces : la force de gravité $P = mg$ et une force de rappel élastique T qui reflète le contrôle musculaire actif du mouvement (Morasso et Schieppati, 1999). Ce contrôle actif est exercé par les abducteurs de la hanche qui

agissent du côté de la jambe d'appui pendant la phase pendulaire (Winter, 1995). La position initiale et la vitesse du cône correspondent à la position et à la vitesse du CM du sujet au décollement du pied. L'équation du mouvement est détaillée au chapitre « Modèle mécanique » de l'étude 2 ci-dessus.

Après validation du modèle théorique par comparaison aux données expérimentales, nous avons fait varier les paramètres initiaux du CM pour calculer quel serait l'impact sur la stabilité posturale, si les sujets franchissaient un obstacle de hauteur changeante (impliquant donc un temps d'oscillation changeant) avec une dynamique du CM au décollement du pied identique à celle observée expérimentalement lors de l'initiation de la marche sans obstacle (temps d'oscillation plus court).

Le modèle théorique a révélé le potentiel d'instabilité engendré par la hauteur de l'obstacle à franchir, causé par l'augmentation du temps de la phase pendulaire. En effet, le modèle théorique a montré que si les sujets initiaient la marche en franchissant un obstacle d'une hauteur croissante, et ce, avec la même dynamique du CM au décollement du pied que s'il n'y avait pas d'obstacle (avec une durée de phase pendulaire plus courte que celle observée expérimentalement, donc) alors, l'état d'instabilité à l'instant de la pose du pied augmentait progressivement. En témoignait la valeur de la MS qui diminuait progressivement pour atteindre une valeur négative pour 20 % et 30 % de la hauteur du sujet. Or, les résultats obtenus dans les conditions expérimentales ont montré que la hauteur de l'obstacle n'avait pas d'effet sur la stabilité au contact du pied au sol (MS invariant). Ceci était possible grâce l'élévation subséquente de la vitesse ML du CM au décollement du pied avec la hauteur de l'obstacle.

Il ressort donc clairement que si les variations d'amplitude des APA expérimentalement mises en évidence n'avaient pas eu lieu lorsque la hauteur de l'obstacle était augmentée, un état de stabilité posturale plus faible (voire d'instabilité) aurait été atteint au contact du pied avec le

sol, avec un risque de déséquilibre accru. Les résultats obtenus démontrent donc la nécessité impérative d'adapter les caractéristiques des APA ML à la durée de la phase pendulaire afin de maintenir une stabilité optimale. Ceci montre également que le SNC adapte précisément les APA ML à la durée de la phase pendulaire. Cette hypothèse est en accord avec la littérature indiquant que la stabilité posturale à la fin d'un mouvement volontaire, est un paramètre majeur pris en compte lors de la programmation des APA ML (Do et al., 1991; Nouillot et al., 2000). L'invariance de la valeur de la MS dans les différentes conditions expérimentales testées où l'instabilité est potentiellement changeante, renforce l'idée que ce paramètre correspondrait à un paramètre de contrôle de l'équilibre.

Le modèle mécanique théorique nous a permis de calculer les valeurs de MS théorique en utilisant la dynamique du CM au décollement du talon. Cette dynamique était engendrée principalement par les APA ML (en termes de déplacement ML anticipateur du CP). En utilisant uniquement cette dynamique du CM comme entrée initiale dans le modèle théorique, il en ressort des valeurs de MS théoriques calculées supérieures à zéro, ce qui témoigne d'une bonne stabilité posturale où, de manière passive (considérant uniquement le moment dynamique de la pesanteur s'appliquant au CM, en appuis sur l'ancien pied oscillant), le CM sera maintenu dans la BS, malgré la dynamique de chute du côté de la jambe oscillante. En d'autres termes, la dynamique imprimée au CM au cours des APA, est suffisante à elle seule pour garantir que les conditions de stabilité dynamique soient respectées à la fin de l'initiation de la marche. En effet, après le décollement du pied, hormis la raideur des muscles abducteurs de la jambe portante, le modèle théorique considère le corps humain comme un solide chutant sous l'effet de la gravité. Autrement dit, il ne prend pas en compte les APS et APC qui auraient potentiellement lieu durant l'initiation de la marche. Ceci montre que le SNC n'a pas nécessairement besoin d'ajustements supplémentaires pour permettre une bonne stabilité

posturale lors de la pose du pied et que la dynamique initiale du CM fournie par les APA, ainsi que la raideur des abducteurs de hanche, suffisent à eux seuls à produire une MS > 0.

Ceci indique que, face à une contrainte spatiale induite par la présence d'un obstacle, le SNC ajuste principalement la dynamique posturale à partir des APA. A ce stade, deux questions se posent :

i) Comment le SNC opère-t-il pour stabiliser l'initiation de la marche, principalement à partir d'une dynamique posturale anticipée ? Nous aborderons cette question dans le chapitre suivant (Apport du concept de « modèle interne » à la compréhension des mécanismes adaptatifs de maintien de l'équilibre postural) ;

ii) Pourquoi le SNC contrôle-t-il la stabilité de l'initiation de la marche principalement à partir des APA ?

Deux hypothèses peuvent être envisagées pour répondre à cette dernière question. Tout d'abord, anticiper la déstabilisation potentielle du système permet de stabiliser ce dernier par avance de sorte que la dynamique donnée au CM durant la phase d'APA compense la deuxième (phase pendulaire) qui elle est dépendante des lois physiques environnementales (gravité, contraintes, etc.). Ce mécanisme compensatoire, dénommé « contre-perturbateur » dans le cadre théorique de cette thèse, permet de maintenir le système au plus proche d'un futur état d'équilibre tout au long du processus d'initiation de la marche. Etant en permanence au plus proche de ce futur état d'équilibre, le système bénéficie ainsi d'une « marge de sécurité » lui permettant de faire face à d'éventuelles déstabilisations imprévues pouvant survenir lors de l'initiation de la marche. Prévoir la dynamique d'équilibration nécessaire, dès le début de l'initiation de la marche, évite ainsi l'accumulation d'une énergie cinétique trop importante au niveau du CM qui, cumulée avec une perturbation exogène ou endogène imprévisible, mettrait en danger le sujet (pas de rattrapage, chute).

La deuxième hypothèse concerne le coût énergétique ou plutôt l'économie de mouvement. En effet, comme nous avons pu le constater, si le SNC ne s'adaptait pas à la contrainte en modifiant les APA, il s'en suivrait un état de déséquilibre à la fin du processus d'initiation de la marche (MS < 0). Cette MS < 0 signifie que la vitesse accumulée par le CM vis-à-vis de sa position dans la BS nécessiterait obligatoirement un pas de rattrapage pour éviter la chute. Pour éviter une telle situation, dans un souci de réduction du coût énergétique, mais aussi d'économie de mouvement, le SNC a tout intérêt à gérer la dynamique d'équilibration par anticipation lors de l'initiation de la marche.

Ainsi, le modèle théorique nous a permis de mettre en évidence l'importance de cette capacité du SNC à contrôler la stabilité posturale lors de la pose du pied par le biais d'une modulation des APA. Cette capacité implique que le SNC est capable de prédire avec précision les conséquences des contraintes expérimentales imposées sur la stabilité posturale lors de la pose du pied exprimé par la MS qu'il maintient constant indépendamment des contraintes du mouvement focal imposé. Nous allons évoquer dans le chapitre suivant en quoi nos résultats concernant cette capacité de prédiction sont en accord avec le concept de « modèle interne » (Miall et Wolpert, 1996 ; Desmurget et Grafton, 2000 ; Oguz et al., 2018), (cf. chapitre 4.3. Modèle interne : coordination entre posture et mouvement).

3. Apport du concept de « modèle interne » à la compréhension des mécanismes adaptatifs de maintien de l'équilibre postural

Nous allons maintenant discuter nos résultats à la lumière du concept de modèle interne de manière à proposer une explication sur le fonctionnement du SNC face à une contrainte posturale. Pour cela, nous allons nous appuyer sur une représentation schématique simplifiée du concept de modèle interne que nous appliquerons aux résultats de nos expérimentations (Fig. 16).

Au cours de nos travaux, l'intention du mouvement est de « faire un pas » de façon stable (MS > 0) tout en répondant aux contraintes qui sont imposées au mouvement focal. La commande motrice permettant de générer ce mouvement répondant à l'ensemble de ces contraintes (pression temporelle : diminution du temps de préparation du mouvement, obstacle : augmentation du temps d'oscillation et/ou de la longueur du pas, pose avant-pied : élargissement de la BS, capacité du travail excentrique des fléchisseurs de chevilles) serait créée par le modèle inverse (Desmurget et Grafton, 2000 ; Kawato, 1999 ; Wolpert et Ghahramani, 2000) (cf. Partie 1, chapitre 4 : SNC : prédiction et contrôle postural). De la même façon que pour une tâche de pointage réalisée sur base posturale fixe (Desmurget et Grafton, 2000), une copie de cette efférence (commande motrice associé à l'intention du mouvement) est envoyée au modèle prédictif qui, à partir de cette dernière, va estimer l'état de stabilité futur, une fois l'exécution du pas terminée. Si cet état était instable (MS < 0), cela serait non-conforme à l'intention du mouvement (obstacle d'une hauteur conséquente à franchir) ou encore, si l'initiation de la marche était effectuée avec une pose avant-pied, alors les APA développés ainsi que le freinage avant la pose du pied seraient excessifs (pose avant-pied venant compenser ces deux derniers paramètres ; cf. étude n° 3), une nécessité de correction de la commande initiale est donc détectée. Cette correction est ensuite réintégrée dans la commande motrice qui sera ajustée pour compenser les écarts qui existe entre l'anticipation du modèle prédictif dynamique et l'intention du mouvement. Grâce au modèle prédictif dynamique, cette correction de la commande peut avoir lieu de manière anticipée et se manifeste par une modulation des APA, permettant ainsi de bénéficier de tous les avantages d'une correction anticipée (Morasso et al., 1999), (cf. chapitre précédant). Une fois le mouvement focal effectué, les afférences périphériques multimodales seraient intégrées selon une pondération Bayésienne (prise en compte de la variance du signal afférent) par le SNC de manière à déterminer les conditions de

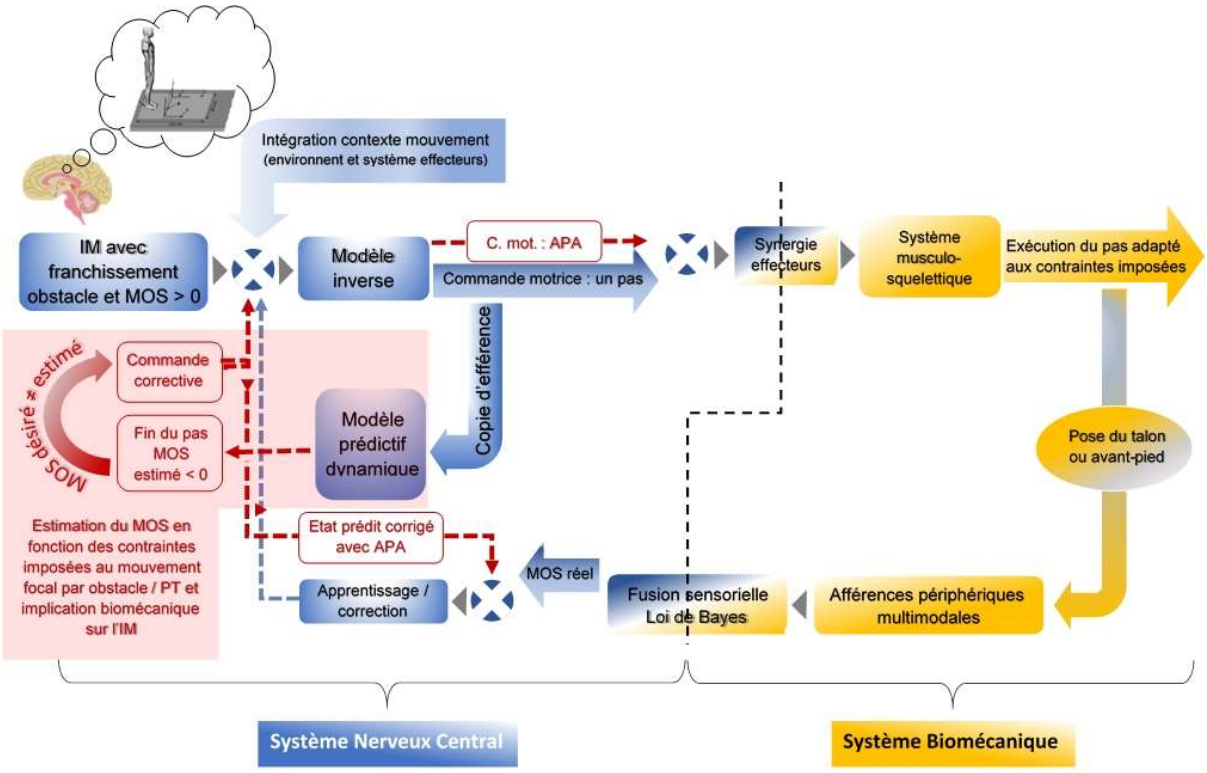

Figure 16 : Circuit simplifié représentant le concept des modèles internes dans l'initiation de la marche avec franchissement d'obstacle. (Schéma adapté de Desmusrget et Grafton, 2000 ; Morasso et al., 1999).

stabilité réelle à la fin de l'exécution du pas (MS réel). Ce dernier, comparé à la MS estimée par le modèle prédictif, participe à l'apprentissage et à la correction des modèles internes ainsi qu'à la mise à jour de la commande motrice (correction « en ligne ») (Desmurget et Grafton, 2000).

De la même manière que Slobounov (2009) propose que les modèles internes utilisent le « Virtual Time to Contact » (paramètre prenant en compte la position et la vitesse du CM utilisé par le SNC pour stabiliser la posture de façon anticipée lors de l'équilibre bipodal), les résultats de nos travaux soutiennent l'idée que dans le cadre de l'initiation de la marche, y compris sous contrainte, le SNC utiliserait la MS comme critère de stabilité dynamique pour stabiliser la posture au moment de la pose de pied. Le fait que la MS soit invariable dans toutes

les conditions expérimentales qui ont été réalisées, renforce l'idée que ce paramètre peut fonctionner comme paramètre de contrôle de l'équilibre.

Cette invariabilité implique que le SNC est capable de prédire avec précision l'instabilité potentielle provoquée par le franchissement d'obstacles (comme les autres contraintes imposées dans nos expérimentations) et qu'il adapte, en conséquence, les paramètres spatio-temporels des APA ML. Ces résultats concordent donc avec l'idée selon laquelle, le SNC utiliserait des modèles internes prenant en compte les conséquences sensorimotrices d'une perturbation attendue et générerait une réponse motrice adaptée, i.e. permettant de contrebalancer par anticipation leur effet (cf. par exemple, Flanagan et Wing, 1997; Wing et al., 1997). Dans notre cas, des modèles internes pourraient être utilisés pour prédire l'effet des forces de gravitation agissant sur le corps entier lors du franchissement d'obstacle. Cette prévision servirait à programmer des APA adaptatifs i.e. permettant de maintenir une stabilité inchangée malgré la variation des caractéristiques de l'obstacle.

De la même manière que le modèle mécanique utilisé dans nos travaux nous a permis de calculer une MS théorique à partir de la dynamique initiale du CM, le SNC utiliserait, par un processus inverse, ces équations de mouvement pour faire un lien a postériori entre la stabilité dynamique obtenue à la pose du pied et la dynamique initiale du CM générée par les APA. Ainsi, en utilisant la MS comme critère de stabilité, le SNC ajusterait par « essai-erreur » la dynamique initiale à donner au CM permettant de maintenir une MS stable et donc un mouvement sécurisé. Le SNC associerait donc, par la répétition et le constat d'erreur de prédiction, un niveau de contrainte imposé à une dynamique initiale du CM nécessaire pour obtenir une MS stable et donc un mouvement sécurisé. Ainsi, après repérage dans le contexte du mouvement d'un certain niveau de contrainte, le SNC, ayant utilisé les modèles internes au

cours de son apprentissage moteur, associera la contrainte perçue à une dynamique posturale anticipée adaptée permettant de garantir la sécurité et la performance motrice.

L'utilisation des modèles internes dans l'apprentissage et dans la génération de la commande motrice nous permet de comprendre comment le SNC, face à une nouvelle contrainte, est capable d'adapter précisément la commande motrice par anticipation (APA, braking index) pour permettre un mouvement focal sécurisé, performant et efficient.

4. Implications cliniques

Comme le montrent les travaux de cette thèse, le SNC adapte la commande posturale en anticipant la déstabilisation potentielle engendrée par les conséquences du mouvement focal. De plus, lorsque le mouvement (e.g. l'initiation de la marche) s'effectue sous contraintes (e.g. obstacle, pression temporelle, pose avant-pied) le SNC adapterait précisément la commande motrice à la contrainte de manière anticipé grâce aux modèles internes. Etant donné les avantages que représente, pour le contrôle postural, le contrôle anticipé d'une contrainte par rapport à un contrôle retardé (pas de rattrapage), ces travaux soutiennent l'idée que la capacité d'anticipation dans la maîtrise de la stabilité posturale et de la prévention des chutes est fondamentale (Dakin et Bolton, 2018 ; Kubicki et al., 2015).

Ceci entraine des conséquences sur nos méthodes de rééducation notamment en kinésithérapie gériatrique, dans la prévention et la rééducation de la chute. Pour permettre au sujet à risque de chute de maintenir leur équilibre face à des contraintes perturbatrices connues à l'avance, l'entrainement et l'évaluation des modèles internes et donc des capacités d'anticipation semblent être fondamentales. Ainsi proposer aux patients des séquences motrices complexes comme l'initiation de la marche soumises à des contraintes déstabilisatrices dont ils devront anticiper les conséquences sensorimotrices et ainsi les prendre en compte dans leur

commande motrice initiale pour effectuer le mouvement de manière sécurisé et efficiente semble indispensable à intégrer dans la rééducation. De même, la connaissance des mécanismes d'apprentissage des modèles internes incitera le kinésithérapeute à répéter des séquences motrices similaires avec des contraintes similaires de façon intensive de manière à favoriser l'apprentissage par essaies-erreurs et la neuroplasticité des réseaux de neurones impliqués dans ces capacités d'anticipation. Pour les mêmes raisons, nous pourrons également envisager des méthodes de rééducation non physique visant à entrainer ces réseaux de neurone et ainsi diversifier et fixer l'apprentissage moteur. Parmi ces méthodes nous retrouvons notamment l'entrainement cognitif principalement axé sur les fonction exécutives ou encore l'imagerie motrice (Marusic et Grosprêtre, 2018; Ruffino et al., 2019).

Dans ce cadre, l'initiation de la marche avec franchissement d'obstacle serait une méthode de rééducation intéressante aussi bien en évaluation qu'en rééducation. En évaluation, elle pourrait être un test où la hauteur et la distance de l'obstacle quantifieraient les capacités d'adaptation posturale du patient. En rééducation, elle permettrait de proposer une contrainte dosable (i.e. adaptée aux capacités du patient) et reproductible permettant au patient d'entrainer ses capacités d'anticipation par la répétition d'une séquence motrice face à une contrainte qu'il connait. Dans un contexte de rééducation non physique (patient trop fragile, post-opératoire ou en complément d'une rééducation physique) l'initiation de la marche ainsi que d'autre séquence motrice (assis-debout, relevé du sol, etc.) pourrait également être proposée en réalité virtuelle permettant ainsi un entrainement complémentaire des modèles internes impliqués dans cette stabilité posturale (Lebon et al., 2013).

Conclusion générale

En conclusion générale, l'ensemble de nos résultats a permis de monter que lorsque l'initiation de la marche est effectuée sous contrainte, la stabilité posturale et la performance motrice sont conservées. D'une façon plus générale, nous constatons une invariabilité de la stabilité (MS), indépendamment de la contrainte imposée, à la fin de l'initiation de la marche. Cette invariabilité est associée à une modification des paramètres biomécanique de l'initiation de la marche qui s'adapte précisément au type de contrainte imposée. En effet, lorsque la contrainte imposée augmente l'instabilité potentielle (i.e. obstacle à franchir), nous constatons une augmentation de l'amplitude des APA qui croissent au prorata de la durée du temps pendulaire. Lorsque la contrainte imposée diminue le temps alloué à la phase des APA (i.e. pression temporelle forte), nous constatons également une augmentation de l'amplitude des APA permettant de compenser cette restriction de temps. Lorsque la contrainte imposée améliore la stabilité posturale, ainsi que l'absorption des forces de réaction du sol lors de la pose du pied oscillant (i.e. pose avant-pied), nous constatons une diminution de l'amplitude des APA et une diminution du freinage du CM avant la pose du pied oscillant.

Le modèle mécanique que nous avons utilisé, met en évidence le fait que sans les adaptions précédemment évoquées, la stabilité posturale lors de la pose du pied ne serait pas conservée ($MS < 0$). Le modèle mécanique montre également que l'invariabilité de la stabilité provient principalement de l'activité posturale anticipée. Ceci soutient l'idée que le SNC possède une capacité de modélisation interne lui permettant d'anticiper les conséquences sensorimotrices du mouvement focal effectué sous contrainte et donc corriger les effets de la contrainte sur la stabilité posturale et la performance motrice de façon anticipée. De plus, cette capacité de prédiction des conséquences sensorimotrices lui permet de modifier les APA au prorata de la contrainte imposée.

L'ensemble des résultats issus de cette thèse contribue à mieux comprendre comment le SNC adapte les paramètres biomécaniques de l'initiation de la marche, lorsque cette dernière est effectuée sous contraintes spatiotemporelles. Par conséquent, nos résultats pourraient avoir des débouchés fondamentaux et cliniques intéressants, aussi bien dans l'évaluation que dans la rééducation. Ce travail de thèse ouvre donc de nouvelles perspectives de recherches pour lesquelles nous en proposons un descriptif sommaire, ci-après :

1 – Il serait intéressant de tester quels seraient les mécanismes d'adaptation à la variation de contraintes spatiotemporelle (étude n°2) chez des populations à risque de chute comme : des sujets âgés sains, âgés chuteurs, âgés parkinsoniens. Nous avons déjà commencé à recueillir et traiter des données chez des sujets de 40 à 65 ans. Une expérimentation est également en cours chez le sujet atteint de la maladie de Parkinson à l'hôpital Henri Mondor (Créteil).

2 - Grâce à l'utilisation du modèle mécanique, il serait pertinent de différencier, chez une population ayant des troubles de l'équilibre, la cause d'un trouble de la stabilité révélé par le franchissement d'obstacle. En intégrant la dynamique initiale du CM dans le modèle mécanique, pour les essais ayant été instables, il serait alors possible d'identifier si l'instabilité était due à la phase d'APA ou bien à la phase d'exécution du pas. En effet, si lors de ces essais (instables) le modèle mécanique montrait une MS > 0 alors, l'instabilité serait due à la phase d'exécution et inversement, si la MS calculé était < 0, alors l'instabilité serait due à la phase d'APA.

Références bibliographiques

Alamini-Rodrigues, C., & Hamaoui, A. (2017). Effect of three different lumbar splints on posturokinetic capacity when performing the sit-to-stand task. *Annals of Physical and Rehabilitation Medicine*, *60*(6), 406-409. https://doi.org/10.1016/j.rehab.2016.09.003

Aruin, A. S., Forrest, W. R., & Latash, M. L. (1998). Anticipatory postural adjustments in conditions of postural instability. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, *109*(4), 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. *Experimental Brain Research*, *106*(2), 291-300.

Arvin, M., Mazaheri, M., Hoozemans, M. J. M., Pijnappels, M., Burger, B. J., Verschueren, S. M. P., & van Dieën, J. H. (2016). Effects of narrow base gait on mediolateral balance control in young and older adults. *Journal of Biomechanics*, *49*(7), 1264-1267. https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2016.03.011

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. *Advances in Neurology*, *45*, 371-374.

Belen'kiĭ, V. E., Gurfinkel', V. S., & Pal'tsev, E. I. (1967). [Control elements of voluntary movements]. *Biofizika*, *12*(1), 135-141.

Benvenuti, F., Stanhope, S. J., Thomas, S. L., Panzer, V. P., & Hallett, M. (1997). Flexibility of anticipatory postural adjustments revealed by self-paced and reaction-time arm movements. *Brain Research*, *761*(1), 59-70.

Béraud, P., & Gahéry, Y. (1995). Relationships between the force of voluntary leg movements and the associated postural adjustments. *Neuroscience Letters*, *194*(3), 177-180.

Bland, J. M., & Altman, D. (1986). Statistical methods for assessing agreement between two methods of clinical measurement. *The lancet*, *327*(8476), 307-310.

Bolzoni, F., Bruttini, C., Esposti, R., Castellani, C., & Cavallari, P. (2015). Transcranial direct current stimulation of SMA modulates anticipatory postural adjustments without affecting the primary movement. *Behavioural Brain Research*, *291*, 407-413. https://doi.org/10.1016/j.bbr.2015.05.044

Bonnetblanc, F., Martin, O., & Teasdale, N. (2004). Pointing to a target from an upright standing position: anticipatory postural adjustments are modulated by the size of the target in humans. *Neuroscience Letters*, *358*(3), 181-184. https://doi.org/10.1016/j.neulet.2004.01.020

Bouisset, S. (1991). [Relationship between postural support and intentional movement: biomechanical approach]. *Archives Internationales De Physiologie, De Biochimie Et De Biophysique*, *99*(5), A77-92.

Bouisset, S., & Do, M.-C. (2008). Posture, dynamic stability, and voluntary movement. *Neurophysiologie Clinique = Clinical Neurophysiology*, *38*(6), 345-362. https://doi.org/10.1016/j.neucli.2008.10.001

Bouisset, S., & Duchêne, J. L. (1994). Is body balance more perturbed by respiration in seating than in standing posture? *Neuroreport*, *5*(8), 957-960.

Bouisset, S., Richardson, J., & Zattara, M. (2000a). Are amplitude and duration of anticipatory postural adjustments identically scaled to focal movement parameters in humans? *Neuroscience Letters*, *278*(3), 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? *Experimental Brain Research*, *132*(1), 79-86.

Bouisset, S., & Zattara, M. (1981). A sequence of postural movements precedes voluntary movement. *Neuroscience Letters*, *22*(3), 263-270. https://doi.org/10.1016/0304-3940(81)90117-8

Bouisset, S., & Zattara, M. (1987). Biomechanical study of the programming of anticipatory postural adjustments associated with voluntary movement. *Journal of Biomechanics*, *20*(8), 735-742.

Bouisset, Simon, & Maton, B. (1995). Muscles, posture et mouvement. *Bases et applications de la méthode électromyographique. Paris: Hermann*, *26*.

Brenière, Y., Cuong Do, M., & Bouisset, S. (1987). Are dynamic phenomena prior to stepping essential to walking? *Journal of Motor Behavior*, *19*(1), 62-76. https://doi.org/10.1080/00222895.1987.10735400

Breniere, Y., & Do, M. C. (1986). When and how does steady state gait movement induced from upright posture begin? *Journal of Biomechanics*, *19*(12), 1035-1040.

Brenière, Y., & Do, M. C. (1991). Control of gait initiation. *Journal of Motor Behavior*, *23*(4), 235-240. https://doi.org/10.1080/00222895.1991.9942034

Brunt, D., Lafferty, M. J., Mckeon, A., Goode, B., Mulhausen, C., & Polk, P. (1991). Invariant characteristics of gait initiation. *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation*, *70*(4), 206-212.

Brunt, D., Short, M., Trimble, M., & Liu, S. M. (2000). Control strategies for initiation of human gait are influenced by accuracy constraints. *Neuroscience Letters*, *285*(3), 228-230.

Brunt, Denis, Liu, S.-M., Trimble, M., Bauer, J., & Short, M. (1999). Principles underlying the organization of movement initiation from quiet stance. *Gait & Posture*, *10*(2), 121-128. https://doi.org/10.1016/S0966-6362(99)00020-X

Brunt, Denis, Santos, V., Kim, H. D., Light, K., & Levy, C. (2005). Initiation of movement from quiet stance: comparison of gait and stepping in elderly subjects of different levels of functional ability. *Gait & Posture*, *21*(3), 297-302. https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2004.03.003

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*(1), 144-146. https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2012.06.012

Caderby, T., Yiou, E., Peyrot, N., Begon, M., & Dalleau, G. (2014). Influence of gait speed on the control of mediolateral dynamic stability during gait initiation. *Journal of Biomechanics*, *47*(2), 417-423. https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2013.11.011

Caderby, T., Yiou, E., Peyrot, N., de Viviés, X., Bonazzi, B., & Dalleau, G. (2017). Effects of Changing Body Weight Distribution on Mediolateral Stability Control during Gait Initiation. *Frontiers in Human Neuroscience*, *11*. https://doi.org/10.3389/fnhum.2017.00127

Carlsöö, S. (1966). The initiation of walking. *Acta Anatomica*, *65*(1), 1-9.

Caronni, A., & Cavallari, P. (2009a). Anticipatory postural adjustments stabilise the whole upper-limb prior to a gentle index finger tap. *Experimental Brain Research*, *194*(1), 59-66. https://doi.org/10.1007/s00221-008-1668-2

Caronni, A., & Cavallari, P. (2009b). Supra-spinal circuits shape inhibitory postural adjustments anticipating voluntary index-finger flexion. *Experimental Brain Research*, *198*(1), 19-28. https://doi.org/10.1007/s00221-009-1931-1

Carpenter, M. G., Murnaghan, C. D., & Inglis, J. T. (2010). Shifting the balance: evidence of an exploratory role for postural sway. *Neuroscience*, *171*(1), 196-204. https://doi.org/10.1016/j.neuroscience.2010.08.030

Chabran, E., Maton, B., & Fourment, A. (2002). Effects of postural muscle fatigue on the relation between segmental posture and movement. *Journal of Electromyography and Kinesiology: Official Journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology*, *12*(1), 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. *Experimental Brain Research*, *141*(2), 133-145. https://doi.org/10.1007/s002210100823

Chou, L. S., Kaufman, K. R., Brey, R. H., & Draganich, L. F. (2001). Motion of the whole body's center of mass when stepping over obstacles of different heights. *Gait & Posture*, *13*(1), 17-26.

Clément, G., Gurfinkel, V. S., Lestienne, F., Lipshits, M. I., & Popov, K. E. (1984). Adaptation of postural control to weightlessness. *Experimental Brain Research*, *57*(1), 61-72.

Cordo, P. J., & Nashner, L. M. (1982). Properties of postural adjustments associated with rapid arm movements. *Journal of Neurophysiology*, *47*(2), 287-302. https://doi.org/10.1152/jn.1982.47.2.287

Couillandre, A., Brenière, Y., & Maton, B. (2000). Is human gait initiation program affected by a reduction of the postural basis? *Neuroscience Letters*, *285*(2), 150-154.

Couillandre, Annabelle, & Brenière, Y. (2003). How does the heel-off posture modify gait initiation parameter programming? *Journal of Motor Behavior*, *35*(3), 221-227. https://doi.org/10.1080/00222890309602136

Couillandre, Annabelle, Maton, B., & Brenière, Y. (2002). Voluntary toe-walking gait initiation: electromyographical and biomechanical aspects. *Experimental Brain Research*, *147*(3), 313-321. https://doi.org/10.1007/s00221-002-1254-y

Crenna, P., & Frigo, C. (1991). A motor programme for the initiation of forward-oriented movements in humans. *The Journal of Physiology*, *437*, 635-653.

Cunningham, C. B., Schilling, N., Anders, C., & Carrier, D. R. (2010). The influence of foot posture on the cost of transport in humans. *Journal of Experimental Biology*, *213*(5), 790-797. https://doi.org/10.1242/jeb.038984

d'Avella, A., Giese, M., Ivanenko, Y. P., Schack, T., & Flash, T. (2015). Editorial: Modularity in motor control: from muscle synergies to cognitive action representation. *Frontiers in Computational Neuroscience*, *9*. https://doi.org/10.3389/fncom.2015.00126

Dakin, C. J., & Bolton, D. A. E. (2018). Forecast or Fall: Prediction's Importance to Postural Control. *Frontiers in Neurology*, *9*. https://doi.org/10.3389/fneur.2018.00924

Daoud, A. I., Geissler, G. J., Wang, F., Saretsky, J., Daoud, Y. A., & Lieberman, D. E. (2012). Foot strike and injury rates in endurance runners: a retrospective study. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, *44*(7), 1325-1334. https://doi.org/10.1249/MSS.0b013e3182465115

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. *The Journal of Physiology*, *469*, 479-499.

Delafontaine, A., Fourcade, P., Honeine, J. L., Ditcharles, S., & Yiou, E. (2018). Postural adaptations to unilateral knee joint hypomobility induced by orthosis wear during gait initiation. *Scientific Reports*, *8*. https://doi.org/10.1038/s41598-018-19151-1

Delval, A., Krystkowiak, P., Blatt, J.-L., Labyt, E., Destée, A., Derambure, P., & Defebvre, L. (2005). Caractérisation des ajustements posturaux lors d'une initiation de la marche déclenchée par un stimulus sonore et autocommandée chez 20 sujets sains. *Neurophysiologie Clinique/Clinical Neurophysiology*, *35*(5-6), 180-190. https://doi.org/10.1016/j.neucli.2006.01.002

Desmurget, null, & Grafton, null. (2000). Forward modeling allows feedback control for fast reaching movements. *Trends in Cognitive Sciences*, *4*(11), 423-431.

Diakhaté, D. G., Do, M. C., & Le Bozec, S. (2013). Effects of seat-thigh contact on kinematics performance in sit-to-stand and trunk flexion tasks. *Journal of Biomechanics*, *46*(5), 879-882. https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2012.12.022

Dibble, L. E., Nicholson, D. E., Shultz, B., MacWilliams, B. A., Marcus, R. L., & Moncur, C. (2004). Sensory cueing effects on maximal speed gait initiation in persons with Parkinson's disease and healthy elders. *Gait & Posture*, *19*(3), 215-225. https://doi.org/10.1016/S0966-6362(03)00065-1

Dietrich, G., Breniere, Y., & Do, M. C. (1994). Organization of local anticipatory movements in single step initiation. *Human Movement Science*, *13*(2), 195-210. https://doi.org/10.1016/0167-9457(94)90036-1

Do, M. C., Nouillot, P., & Bouisset, S. (1991). Is balance or posture at the end of a voluntary movement programmed? *Neuroscience Letters*, *130*(1), 9-11.

Doya, K. (2000). Complementary roles of basal ganglia and cerebellum in learning and motor control. *Current Opinion in Neurobiology*, *10*(6), 732-739.

Elble, R. J., Moody, C., Leffler, K., & Sinha, R. (1994). The initiation of normal walking. *Movement Disorders*, *9*(2), 139-146. https://doi.org/10.1002/mds.870090203

Elias, L. A., Watanabe, R. N., & Kohn, A. F. (2014). Spinal Mechanisms May Provide a Combination of Intermittent and Continuous Control of Human Posture: Predictions from a Biologically Based Neuromusculoskeletal Model. *PLOS Computational Biology*, *10*(11), e1003944. https://doi.org/10.1371/journal.pcbi.1003944

Forget, R., & Lamarre, Y. (1990). Anticipatory postural adjustment in the absence of normal peripheral feedback. *Brain Research*, *508*(1), 176-179.

Fourcade, P., & Memari, S. (2015). Simultaneous postural adjustments (SPA) in single step, analysed using the « Lissajous method ». *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, *18 Suppl 1*, 1938-1939. https://doi.org/10.1080/10255842.2015.1069577

Fourcade, Paul, Bouisset, S., Le Bozec, S., & Memari, S. (2018). Consecutive postural adjustments (CPAs): A kinetic analysis of variable velocity during a pointing task. *Neurophysiologie Clinique*, *48*(6), 387-396. https://doi.org/10.1016/j.neucli.2018.01.004

Fourcade, Paul, Hansen, C., LeBozec, S., & Bouisset, S. (2014). Simultaneous Postural Adjustments (SPA) scrutinized using the Lissajous method. *Journal of Biomechanics*, *47*(15), 3645-3649. https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2014.10.004

Fourcade, Paul, Le Bozec, S., & Bouisset, S. (2016). Are simultaneous postural adjustments (SPA) programmed as a function of pointing velocity? *Experimental Brain Research*, *234*(10), 2809-2817. https://doi.org/10.1007/s00221-016-4683-8

Friedli, W. G., Cohen, L., Hallett, M., Stanhope, S., & Simon, S. R. (1988). Postural adjustments associated with rapid voluntary arm movements. II. Biomechanical analysis. *Journal of Neurology, Neurosurgery, and Psychiatry*, *51*(2), 232-243.

Friedli, W. G., Hallett, M., & Simon, S. R. (1984). Postural adjustments associated with rapid voluntary arm movements 1. Electromyographic data. *Journal of Neurology, Neurosurgery, and Psychiatry*, *47*(6), 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*(2), 124-132. https://doi.org/10.1016/S0966-6362(03)00037-7

Gagey, P.-M., & Weber, B. (1999). *Posturologie : régulation et dérèglements de la station debout* (2e éd). Consulté à l'adresse http://ariane.ulaval.ca/cgi-bin/recherche.cgi?qu=01-0554517

Gahery, Y. (1987). Associated movements, postural adjustments and synergies: some comments about the history and significance of three motor concepts. *Archives Italiennes De Biologie*, *125*(4), 345-360.

Gatev, P., Thomas, S., Kepple, T., & Hallett, M. (1999). Feedforward ankle strategy of balance during quiet stance in adults. *The Journal of Physiology*, *514*(3), 915-928. https://doi.org/10.1111/j.1469-7793.1999.915ad.x

Gawthrop, P., Loram, I., Gollee, H., & Lakie, M. (2014). Intermittent control models of human standing: similarities and differences. *Biological Cybernetics*, *108*(2), 159-168. https://doi.org/10.1007/s00422-014-0587-5

Gray, J. (1968). *Animal locomotion*. Norton.

Gurfinkel, E. V. (1973). Physical foundations of stabilography. *Agressologie: Revue Internationale De Physio-Biologie Et De Pharmacologie Appliquees Aux Effets De L'agression*, *14*(Spec No C), 9-13.

Hahn, M. E., & Chou, L.-S. (2004). Age-related reduction in sagittal plane center of mass motion during obstacle crossing. *Journal of Biomechanics*, *37*(6), 837-844. https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2003.11.010

Hamaoui, A., & Alamini-Rodrigues, C. (2017a). Effect of Experimentally-Induced Trunk Muscular Tensions on the Sit-to-Stand Task Performance and Associated Postural Adjustments. *Frontiers in Human Neuroscience*, *11*. https://doi.org/10.3389/fnhum.2017.00032

Hamaoui, A., & Alamini-Rodrigues, C. (2017b). Influence of Cervical Spine Mobility on the Focal and Postural Components of the Sit-to-Stand Task. *Frontiers in Human Neuroscience*, *11*. https://doi.org/10.3389/fnhum.2017.00129

Hamaoui, A., & Le Bozec, S. (2014). Does increased muscular tension along the torso disturb postural equilibrium more when it is asymmetrical? *Gait & Posture*, *39*(1), 333-338. https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2013.07.131

Haruno, M., Wolpert, D. M., & Kawato, M. (2001). MOSAIC Model for Sensorimotor Learning and Control. *Neural Computation*, *13*(10), 2201-2220. https://doi.org/10.1162/089976601750541778

Haruno, M., Wolpert, D. M., & Kawato, M. (2003). Hierarchical MOSAIC for movement generation. *International Congress Series*, *1250*, 575-590. https://doi.org/10.1016/S0531-5131(03)00190-0

Herman, R., Cook, T., Cozzens, B., & Freedman, W. (1973). Control of postural reactions in man: the initiation of gait. In *Control of posture and locomotion* (p. 363-388). Springer.

Hof, A. L., van Bockel, R. M., Schoppen, T., & Postema, K. (2007). Control of lateral balance in walking. Experimental findings in normal subjects and above-knee amputees. *Gait & Posture*, *25*(2), 250-258. https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2006.04.013

Honeine, J.-L., Schieppati, M., Crisafulli, O., & Do, M.-C. (2016). The Neuro-Mechanical Processes That Underlie Goal-Directed Medio-Lateral APA during Gait Initiation. *Frontiers in Human Neuroscience*, *10*. https://doi.org/10.3389/fnhum.2016.00445

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*(1). https://doi.org/10.1371/journal.pone.0052943

Honeine, J.-L., Schieppati, M., Gagey, O., & Do, M.-C. (2014). By counteracting gravity, triceps surae sets both kinematics and kinetics of gait. *Physiological Reports*, *2*(2), e00229. https://doi.org/10.1002/phy2.229

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. *Journal of Neurology, Neurosurgery, and Psychiatry*, *47*(9), 1020-1028.

Horak, F. B., & Nashner, L. M. (1986). Central programming of postural movements: adaptation to altered support-surface configurations. *Journal of Neurophysiology*, *55*(6), 1369-1381. https://doi.org/10.1152/jn.1986.55.6.1369

Horak, Fay B. (2006). Postural orientation and equilibrium: what do we need to know about neural control of balance to prevent falls? *Age and Ageing*, *35*(suppl_2), ii7-ii11. https://doi.org/10.1093/ageing/afl077

Hussein, T., Yiou, E., & Larue, J. (2013). Age-Related Differences in Motor Coordination during Simultaneous Leg Flexion and Finger Extension: Influence of Temporal Pressure. *PLoS ONE*, *8*(12). https://doi.org/10.1371/journal.pone.0083064

Ilmane, N., & LaRue, J. (2008). Modulation of anticipatory postural adjustments in a complex task under different temporal constraints. *Motor Control*, *12*(4), 330-347.

Ilmane, N., & Larue, J. (2011). Modulation of anticipatory postural adjustments in the anticipation-coincidence task. *Journal of Motor Behavior*, *43*(4), 333-343. https://doi.org/10.1080/00222895.2011.594819

Ingram, J. N., Sadeghi, M., Flanagan, J. R., & Wolpert, D. M. (2017). An error-tuned model for sensorimotor learning. *PLoS Computational Biology*, *13*(12). https://doi.org/10.1371/journal.pcbi.1005883

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*(2), 877-885. https://doi.org/10.1016/j.neuroscience.2009.08.002

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*(1), 9-22.

Kanekar, N., & Aruin, A. S. (2014). Aging and balance control in response to external perturbations: role of anticipatory and compensatory postural mechanisms. *Age*, *36*(3). https://doi.org/10.1007/s11357-014-9621-8

Kawato, M. (1999). Internal models for motor control and trajectory planning. *Current Opinion in Neurobiology*, *9*(6), 718-727.

Kim, H.-D., & Brunt, D. (2009). The effect of a sensory perturbation on step direction or length while crossing an obstacle from quiet stance. *Gait & Posture*, *30*(1), 1-4. https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2009.02.016

Kubicki, A., Mourey, F., & Bonnetblanc, F. (2015). Balance control in aging: improvements in anticipatory postural adjustments and updating of internal models. *BMC Geriatrics*, *15*. https://doi.org/10.1186/s12877-015-0161-6

Kuo, A. D. (1995). An optimal control model for analyzing human postural balance. *IEEE Transactions on Bio-Medical Engineering*, *42*(1), 87-101.

Le Bozec, S., & Bouisset, S. (2004). Does postural chain mobility influence muscular control in sitting ramp pushes? *Experimental Brain Research*, *158*(4), 427-437. https://doi.org/10.1007/s00221-004-1918-x

Le Bozec, S., Bouisset, S., & Ribreau, C. (2008). Postural control in isometric ramp pushes: the role of Consecutive Postural Adjustments (CPAs). *Neuroscience Letters*, *448*(3), 250-254. https://doi.org/10.1016/j.neulet.2008.10.047

Le Bozec, S., Goutal, L., & Bouisset, S. (1997). [Dynamic postural adjustments associated with the development of isometric forces in sitting subjects]. *Comptes rendus de l'Academie des sciences. Serie III, Sciences de la vie*, *320*(9), 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. *Experimental Brain Research*, *129*(4), 551-558.

Le Pellec, Armande, & Maton, B. (2002). Initiation of a vertical jump: the human body's upward propulsion depends on control of forward equilibrium. *Neuroscience Letters*, *323*(3), 183-186.

Lebon, F., Gueugneau, N., & Papaxanthis, C. (2013). Modèles internes et imagerie motrice. *Movement & Sport Sciences - Science & Motricité*, (82), 51-61. https://doi.org/10.1051/sm/20103092

Lee, W. A., Michaels, C. F., & Pai, Y. C. (1990). The organization of torque and EMG activity during bilateral handle pulls by standing humans. *Experimental Brain Research*, *82*(2), 304-314.

Lepers, R., & Brenière, Y. (1995). The role of anticipatory postural adjustments and gravity in gait initiation. *Experimental Brain Research*, *107*(1), 118-124.

Lepers, Romuald, Brenière, Y., & Maton, B. (1999). Changes to the gait initiation programme following a running exercise in human subjects. *Neuroscience Letters*, *260*(1), 69-73. https://doi.org/10.1016/S0304-3940(98)00946-X

Lieberman, D. E., Venkadesan, M., Werbel, W. A., Daoud, A. I., D'Andrea, S., Davis, I. S., … Pitsiladis, Y. (2010). Foot strike patterns and collision forces in habitually barefoot versus shod runners. *Nature*, *463*(7280), 531-535. https://doi.org/10.1038/nature08723

Lipshits, M. I., Mauritz, K., & Popov, K. E. (1981). Quantitative analysis of anticipatory postural components of a complex voluntary movement. *Human Physiology*, *7*(3), 165-173.

Loram, I. D., & Lakie, M. (2002). Direct measurement of human ankle stiffness during quiet standing: the intrinsic mechanical stiffness is insufficient for stability. *The Journal of Physiology*, *545*(Pt 3), 1041-1053. https://doi.org/10.1113/jphysiol.2002.025049

Luccarini, P., Gahery, Y., & Pompeiano, O. (1990). Cholinoceptive pontine reticular structures modify the postural adjustments during the limb movements induced by cortical stimulation. *Archives Italiennes De Biologie*, *128*(1), 19-45.

Lyon, I. N., & Day, B. L. (1997). Control of frontal plane body motion in human stepping. *Experimental Brain Research*, *115*(2), 345-356.

Lyon, Ian N., & Day, B. L. (2005). Predictive control of body mass trajectory in a two-step sequence. *Experimental Brain Research*, *161*(2), 193-200. https://doi.org/10.1007/s00221-004-2058-z

Maki, B. E., & McIlroy, W. E. (1997). The role of limb movements in maintaining upright stance: the « change-in-support » strategy. *Physical Therapy*, *77*(5), 488-507.

Mann, R. A., Hagy, J. L., White, V., & Liddell, D. (1979). The initiation of gait. *The Journal of Bone and Joint Surgery. American Volume*, *61*(2), 232-239.

Marigold, D. S., Weerdesteyn, V., Patla, A. E., & Duysens, J. (2007). Keep looking ahead? Re-direction of visual fixation does not always occur during an unpredictable obstacle avoidance task. *Experimental Brain Research*, *176*(1), 32-42. https://doi.org/10.1007/s00221-006-0598-0

Martinez-Mendez, R., Sekine, M., & Tamura, T. (2011). Detection of anticipatory postural adjustments prior to gait initiation using inertial wearable sensors. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, *8*(1), 17. https://doi.org/10.1186/1743-0003-8-17

Marusic, U., & Grosprêtre, S. (2018). Non-physical approaches to counteract age-related functional deterioration: Applications for rehabilitation and neural mechanisms. *European Journal of Sport Science*, *18*(5), 639-649. https://doi.org/10.1080/17461391.2018.1447018

Massion, J. (1992). Movement, posture and equilibrium: Interaction and coordination. *Progress in Neurobiology*, *38*(1), 35-56. https://doi.org/10.1016/0301-0082(92)90034-C

Massion, J. (1997). *Cerveau et motricité: fonctions sensori-motrices*. FeniXX.

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*(3), 190-198.

Memari, S., Do, M. C., Le Bozec, S., & Bouisset, S. (2013). The Consecutive Postural Adjustments (CPAs) that follow foot placement in single stepping. *Neuroscience Letters*, *543*, 32-36. https://doi.org/10.1016/j.neulet.2013.02.061

Miall, R. C., & Wolpert, D. M. (1996). Forward Models for Physiological Motor Control. *Neural Networks*, *9*(8), 1265-1279. https://doi.org/10.1016/S0893-6080(96)00035-4

Michel, V., & Chong, R. K. Y. (2004). The strategies to regulate and to modulate the propulsive forces during gait initiation in lower limb amputees. *Experimental Brain Research*, *158*(3), 356-365. https://doi.org/10.1007/s00221-004-1908-z

Michel, V., & Do, M. C. (2002). Are stance ankle plantar flexor muscles necessary to generate propulsive force during human gait initiation? *Neuroscience Letters*, *325*(2), 139-143.

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*(1), 50-57.

Milner, C. E., Ferber, R., Pollard, C. D., Hamill, J., & Davis, I. S. (2006). Biomechanical Factors Associated with Tibial Stress Fracture in Female Runners: *Medicine & Science in Sports & Exercise*, *38*(2), 323-328. https://doi.org/10.1249/01.mss.0000183477.75808.92

Mohagheghi, A. A., Moraes, R., & Patla, A. E. (2004). The effects of distant and on-line visual information on the control of approach phase and step over an obstacle during locomotion. *Experimental Brain Research*, *155*(4), 459-468. https://doi.org/10.1007/s00221-003-1751-7

Morasso, P. G., Baratto, L., Capra, R., & Spada, G. (1999). Internal models in the control of posture. *Neural Networks: The Official Journal of the International Neural Network Society*, *12*(7-8), 1173-1180.

Morasso, P. G., & Schieppati, M. (1999). Can muscle stiffness alone stabilize upright standing? *Journal of Neurophysiology*, *82*(3), 1622-1626. https://doi.org/10.1152/jn.1999.82.3.1622

Morasso, Pietro G., & Sanguineti, V. (2002). Ankle muscle stiffness alone cannot stabilize balance during quiet standing. *Journal of Neurophysiology*, *88*(4), 2157-2162. https://doi.org/10.1152/jn.2002.88.4.2157

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. *Journal of Neurophysiology*, *67*(6), 1587-1598. https://doi.org/10.1152/jn.1992.67.6.1587

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*(4), 616-620. https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2011.12.009

Murray, M. P., Seireg, A., & Scholz, R. C. (1967). Center of gravity, center of pressure, and supportive forces during human activities. *Journal of Applied Physiology*, *23*(6), 831-838. https://doi.org/10.1152/jappl.1967.23.6.831

Nardone, A., & Schieppati, M. (1988). Shift of activity from slow to fast muscle during voluntary lengthening contractions of the triceps surae muscles in humans. *The Journal of Physiology*, *395*, 363-381.

Nashner, L. M. (1971). A model describing vestibular detection of body sway motion. *Acta Oto-Laryngologica*, *72*(6), 429-436.

Nougier, V., Teasdale, N., Bard, C., & Fleury, M. (1999). Modulation of anticipatory postural adjustments in a reactive and a self-triggered mode in humans. *Neuroscience Letters*, *260*(2), 109-112.

Nouillot, P., Bouisset, S., & Do, M. C. (1992). Do fast voluntary movements necessitate anticipatory postural adjustments even if equilibrium is unstable? *Neuroscience Letters*, *147*(1), 1-4.

Nouillot, P., Do, M. C., & Bouisset, S. (2000). Are there anticipatory segmental adjustments associated with lower limb flexions when balance is poor in humans? *Neuroscience Letters*, *279*(2), 77-80.

Oguz, O. S., Zhou, Z., Glasauer, S., & Wollherr, D. (2018). An Inverse Optimal Control Approach to Explain Human Arm Reaching Control Based on Multiple Internal Models. *Scientific Reports*, *8*(1), 5583. https://doi.org/10.1038/s41598-018-23792-7

Okada, M. (1973). An electromyographic estimation of the relative muscular load in different human postures. *Journal of Human Ergology*, *1*(1), 75-93.

Okada, M., & Fujiwara, K. (1984). Relation between sagittal distribution of the foot pressure in upright stance and relative EMG magnitude in some leg and foot muscles. *Journal of Human Ergology*, *13*(2), 97-105.

Paillard, J. (1976). Tonus, postures et mouvements. *Physiologie*, *2*, 521-728.

Paillard, J. (s. d.). *LES DETERMINANTS MOTEURS DE L'ORGANISATION DE L'ESPACE*. 56.

Patchay, S., Gahéry, Y., & Serratrice, G. (2002). Early postural adjustments associated with gait initiation and age-related walking difficulties. *Movement Disorders: Official Journal of the Movement Disorder Society*, *17*(2), 317-326.

Patla, A. E., & Greig, M. (2006). Any way you look at it, successful obstacle negotiation needs visually guided on-line foot placement regulation during the approach phase. *Neuroscience Letters*, *397*(1-2), 110-114. https://doi.org/10.1016/j.neulet.2005.12.016

Rankin, B. L., Buffo, S. K., & Dean, J. C. (2014). A neuromechanical strategy for mediolateral foot placement in walking humans. *Journal of Neurophysiology*, *112*(2), 374-383. https://doi.org/10.1152/jn.00138.2014

Richard, A., Van Hamme, A., Drevelle, X., Golmard, J.-L., Meunier, S., & Welter, M.-L. (2017). Contribution of the supplementary motor area and the cerebellum to the anticipatory postural adjustments and execution phases of human gait initiation. *Neuroscience*, *358*, 181-189. https://doi.org/10.1016/j.neuroscience.2017.06.047

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. *Experimental Brain Research*, *181*(1), 159-171. https://doi.org/10.1007/s00221-007-0916-1

Robinovitch, S. N., Feldman, F., Yang, Y., Schonnop, R., Leung, P. M., Sarraf, T., … Loughin, M. (2013). Video capture of the circumstances of falls in elderly people residing in long-term care: an observational study. *Lancet (London, England)*, *381*(9860), 47-54. https://doi.org/10.1016/S0140-6736(12)61263-X

Rogers, M. W., & Pai, Y. C. (1990). Dynamic transitions in stance support accompanying leg flexion movements in man. *Experimental Brain Research*, *81*(2), 398-402.

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. *Journal of Motor Behavior*, *32*(4), 405-413. https://doi.org/10.1080/00222890009601390

Rougier, P. R. (2007). Relative contribution of the pressure variations under the feet and body weight distribution over both legs in the control of upright stance. *Journal of Biomechanics*, *40*(11), 2477-2482. https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2006.11.003

Ruffino, C., Bourrelier, J., Papaxanthis, C., Mourey, F., & Lebon, F. (2019). The use of motor imagery training to retain the performance improvement following physical practice in the elderly. *Experimental Brain Research*. https://doi.org/10.1007/s00221-019-05514-1

Ruget, H., Blouin, J., Teasdale, N., & Mouchnino, L. (2008). Can prepared anticipatory postural adjustments be updated by proprioception? *Neuroscience*, *155*(3), 640-648. https://doi.org/10.1016/j.neuroscience.2008.06.021

Santos, M. J., Kanekar, N., & Aruin, A. S. (2010). The Role of Anticipatory Postural Adjustments in Compensatory Control of Posture: 2. Biomechanical Analysis. *Journal of electromyography and kinesiology : official journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology*, *20*(3), 398-405. https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2010.01.002

Schepens, Benedicte, & Drew, T. (2003). Strategies for the integration of posture and movement during reaching in the cat. *Journal of Neurophysiology*, *90*(5), 3066-3086. https://doi.org/10.1152/jn.00339.2003

Schepens, Bénédicte, & Drew, T. (2006). Descending signals from the pontomedullary reticular formation are bilateral, asymmetric, and gated during reaching movements in the cat. *Journal of Neurophysiology*, *96*(5), 2229-2252. https://doi.org/10.1152/jn.00342.2006

Slijper, H., Latash, M. L., & Mordkoff, J. T. (2002). Anticipatory postural adjustments under simple and choice reaction time conditions. *Brain Research*, *924*(2), 184-197.

Slobounov, S., Cao, C., Jaiswal, N., & Newell, K. M. (2009). Neural basis of postural instability identified by VTC and EEG. *Experimental Brain Research*, *199*(1), 1-16. https://doi.org/10.1007/s00221-009-1956-5

Smeesters, C., Hayes, W. C., & McMahon, T. A. (2001). Disturbance type and gait speed affect fall direction and impact location. *Journal of Biomechanics*, *34*(3), 309-317. https://doi.org/10.1016/S0021-9290(00)00200-1

Stanton, T. R., Hancock, M. J., Apeldoorn, A. T., Wand, B. M., & Fritz, J. M. (2013). What Characterizes People Who Have an Unclear Classification Using a Treatment-Based Classification Algorithm for Low Back Pain? A Cross-Sectional Study. *Physical Therapy*, *93*(3), 345-355. https://doi.org/10.2522/ptj.20120263

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? *Experimental Brain Research*, *129*(1), 134-146.

Teyssèdre, C., Lino, F., Zattara, M., & Bouisset, S. (2000). Anticipatory EMG patterns associated with preferred and non-preferred arm pointing movements. *Experimental Brain Research*, *134*(4), 435-440.

Thomas, D. P., & Whitney, R. J. (1959). Postural movements during normal standing in Man. *Journal of Anatomy*, *93*(Pt 4), 524-539.

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. *Experimental Brain Research*, *120*(2), 202-216.

van Dieën, J. H., & Pijnappels, M. (2009). Effects of conflicting constraints and age on strategy choice in stepping down during gait. *Gait & Posture*, *29*(2), 343-345. https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2008.08.010

van Dieën, J. H., Spanjaard, M., Könemann, R., Bron, L., & Pijnappels, M. (2008). Mechanics of toe and heel landing in stepping down in ongoing gait. *Journal of Biomechanics*, *41*(11), 2417-2421. https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2008.05.022

Wang, Y., Zatsiorsky, V., & Latash, M. (2006). Muscle synergies involved in preparation to a step made under the self-paced and reaction time instructions. *Clinical Neurophysiology*, *117*(1), 41-56. https://doi.org/10.1016/j.clinph.2005.09.002

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*(3), 393-399. https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2006.10.005

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

Winter, D. A. (1983). Energy generation and absorption at the ankle and knee during fast, natural, and slow cadences. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, (175), 147-154.

Winter, D. A., Patla, A. E., Prince, F., Ishac, M., & Gielo-Perczak, K. (1998). Stiffness control of balance in quiet standing. *Journal of Neurophysiology*, *80*(3), 1211-1221. https://doi.org/10.1152/jn.1998.80.3.1211

Winter, D. A., Patla, A. E., Rietdyk, S., & Ishac, M. G. (2001). Ankle muscle stiffness in the control of balance during quiet standing. *Journal of Neurophysiology*, *85*(6), 2630-2633. https://doi.org/10.1152/jn.2001.85.6.2630

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. *Journal of Neurophysiology*, *75*(6), 2334-2343. https://doi.org/10.1152/jn.1996.75.6.2334

Winter, D. A., & Sienko, S. E. (1988). Biomechanics of below-knee amputee gait. *Journal of Biomechanics*, *21*(5), 361-367.

Wolpert, D. M., Ghahramani, Z., & Jordan, M. I. (1995). An internal model for sensorimotor integration. *Science (New York, N.Y.)*, *269*(5232), 1880-1882.

Wolpert, D. M., & Kawato, M. (1998). Multiple paired forward and inverse models for motor control. *Neural Networks: The Official Journal of the International Neural Network Society*, *11*(7-8), 1317-1329.

Wolpert, D. M., Miall, R. C., & Kawato, M. (1998). Internal models in the cerebellum. *Trends in Cognitive Sciences*, *2*(9), 338-347.

Wolpert, Daniel M., & Flanagan, J. R. (2001). Motor prediction. *Current Biology*, *11*(18), R729-R732. https://doi.org/10.1016/S0960-9822(01)00432-8

Wolpert, Daniel M., & Flanagan, J. R. (2010). Motor learning. *Current Biology: CB*, *20*(11), R467-472. https://doi.org/10.1016/j.cub.2010.04.035

Yiou, E., Deroche, T., Do, M. C., & Woodman, T. (2011). Influence of fear of falling on anticipatory postural control of medio-lateral stability during rapid leg flexion. *European Journal of Applied Physiology*, *111*(4), 611-620. https://doi.org/10.1007/s00421-010-1680-7

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*(1), 145-147. https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2010.03.018

Yiou, E., Hussein, T., & Larue, J. (2012). Influence of temporal pressure on anticipatory postural control of medio-lateral stability during rapid leg flexion. *Gait & Posture*, *35*(3), 494-499. https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2011.11.015

Yiou, E., Teyssèdre, C., Artico, R., & Fourcade, P. (2016). Comparison of base of support size during gait initiation using force-plate and motion-capture system: A Bland and Altman analysis. *Journal of Biomechanics*, *49*(16), 4168-4172. https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2016.11.008

Yiou, Eric, Artico, R., Teyssedre, C. A., Labaune, O., & Fourcade, P. (2016). Anticipatory Postural Control of Stability during Gait Initiation Over Obstacles of Different Height and Distance Made Under Reaction-Time and Self-Initiated Instructions. *Frontiers in Human Neuroscience*, *10*. https://doi.org/10.3389/fnhum.2016.00449

Yiou, Eric, Caderby, T., Delafontaine, A., Fourcade, P., & Honeine, J.-L. (2017). Balance control during gait initiation: State-of-the-art and research perspectives. *World Journal of Orthopedics*, *8*(11), 815-828. https://doi.org/10.5312/wjo.v8.i11.815

Yiou, Eric, Caderby, T., & Hussein, T. (2012). Adaptability of anticipatory postural adjustments associated with voluntary movement. *World Journal of Orthopedics*, *3*(6), 75-86. https://doi.org/10.5312/wjo.v3.i6.75

Yiou, Eric, Fourcade, P., Artico, R., & Caderby, T. (2016). Influence of temporal pressure constraint on the biomechanical organization of gait initiation made with or without an obstacle to clear. *Experimental Brain Research*, *234*(6), 1363-1375. https://doi.org/10.1007/s00221-015-4319-4

Yiou, Eric, Hamaoui, A., & Le Bozec, S. (2007). Influence of base of support size on arm pointing performance and associated anticipatory postural adjustments. *Neuroscience Letters*, *423*(1), 29-34. https://doi.org/10.1016/j.neulet.2007.06.034

Yiou, Eric, Mezaour, M., & Le Bozec, S. (2009). Anticipatory postural adjustments and focal performance during bilateral forward-reach task under different stance conditions. *Motor Control*, *13*(2), 142-160.

Zattara, M., & Bouisset, S. (1988). Posturo-kinetic organisation during the early phase of voluntary upper limb movement. 1. Normal subjects. *Journal of Neurology, Neurosurgery, and Psychiatry*, *51*(7), 956-965.

Zettel, J. L., McIlroy, W. E., & Maki, B. E. (2002). Environmental constraints on foot trajectory reveal the capacity for modulation of anticipatory postural adjustments during rapid triggered stepping reactions. *Experimental Brain Research*, *146*(1), 38-47. https://doi.org/10.1007/s00221-002-1150-5

Titre : Analyse des coordinations entre la posture et le mouvement lors de l'initiation de la marche avec enjambement d'obstacle : anticipation posturale, adaptation et modélisation.

Mots clés : adaptation, ajustements posturaux anticipateurs, capacité posturo-cinétique, enjambement d'obstacle, initiation de la marche, modèle interne, modélisation mécanique, pression temporelle.

L'objectif général de cette thèse était d'investiguer l'organisation posturale de l'initiation de la marche (IM) lors de l'application cumulée de contraintes temporelles et spatiales. L'hypothèse générale était que le système postural, chez le jeune adulte sain, est capable de s'adapter à une variation du degré de contrainte imposé expérimentalement, pour maintenir un niveau de performance motrice et de stabilité invariant. Trois études ont été réalisées pour tester cette hypothèse générale, auxquelles s'est ajoutée une étude de validation de mesure des dimensions de la base de support (BS). L'objectif de la première étude était d'analyser l'effet de la pression temporelle (PT) et de la présence d'un obstacle à franchir sur l'organisation posturale de l'IM. Les résultats ont montré que la durée des ajustements posturaux anticipateurs (APA) était réduite en condition de PT forte comparativement à la condition de PT faible. Cette contrainte n'entrainait cependant pas d'altération de la stabilité et de la performance motrice, vraisemblablement grâce à l'augmentation concomitante de l'amplitude des APA. Par ailleurs, il a été montré que l'enjambement de l'obstacle induisait une augmentation de la durée de la phase oscillante provoquant, de fait, une augmentation potentielle de l'instabilité posturale. Cet effet négatif était cependant contrebalancé par un développement d'APA plus important qu'en condition sans obstacle. Dans cette première étude, la hauteur et la distance à l'obstacle étaient fixes. L'objectif de la deuxième étude était d'analyser l'effet d'une modification des caractéristiques de l'obstacle, combinée à une variation de la contrainte temporelle sur l'organisation posturale de l'IM. Trois hauteurs et distances d'obstacle, et deux niveaux de PT étaient combinés. Pour mettre en évidence le caractère adaptatif de la modulation des caractéristiques des APA en fonction des contraintes spatiotemporelles imposées, un modèle mécanique original du corps humain permettant de formaliser la trajectoire du centre des masses a été élaboré. En accord avec la première étude, les résultats ont montré que la stabilité posturale et la performance motrice demeuraient équivalentes dans les différentes conditions, malgré les larges variations des contraintes imposées. Le modèle mécanique nous a permis de démontrer que cette invariance était liée à la modulation de l'amplitude des APA, témoignant ainsi de l'adaptabilité du système postural aux contraintes imposées. Cette expérimentation a également permis de mettre en évidence de façon fortuite que plus la distance à l'obstacle était importante, plus le pourcentage de pose avant-pied augmentait. L'objectif de la troisième étude était d'analyser l'effet de la pose de pied (avant ou arrière-pied) sur l'organisation posturale de l'IM avec franchissement d'obstacle. Les résultats ont montré que cette organisation posturale dépendait étroitement de la stratégie de pose du pied. Ceux-ci suggéraient l'existence d'une relation d'interdépendance entre les mécanismes de contrôle de l'équilibre de l'IM et la stratégie de pose du pied permettant ainsi, un contrôle optimal de la stabilité. L'objectif de la quatrième étude était de valider la mesure des dimensions de la BS au cours de l'IM à l'aide d'une plateforme de force (méthode dynamique), en prenant pour « gold standard » le système VICON. Les résultats ont montré que la méthode dynamique était suffisamment précise pour pouvoir être comparée au gold standard. En conclusion, l'ensemble de ces résultats suggère que chez le jeune adulte sain, le SNC est capable de moduler de façon adaptative et optimale les mécanismes de contrôle de l'équilibre en fonction des contraintes spatiotemporelles imposées. En termes d'implications cliniques, l'IM avec franchissement d'obstacle serait une méthode de rééducation intéressante aussi bien en évaluation (test-retest) qu'en rééducation où l'obstacle permettrait de proposer une contrainte dosable et reproductible.

Title: Coordination analysis between posture and movement during gait initiation over an obstacle to be cleared: postural anticipation, adaptation and modelization.

Key words: adaptation, anticipatory postural adjustments, posturo-kinetic capacity, obstacle clearance, gait initiation, internal models, mechanical modelization, temporal pressure.

The main objective of this thesis was to investigate the postural organization of gait initiation (GI) during the application of temporal and spatial constraints. The main hypothesis was that the postural system, in the healthy young adult, is able to adapt to the degree of constraint imposed experimentally, in order to maintain an invariant level of motor performance and stability. Three studies were conducted to test this main hypothesis, with the addition of a validation study measuring the dimensions of the base of support (BOS). The objective of the first study was to analyze the effect of temporal pressure (TP) and the presence (or not) of an obstacle to be cleared on the postural organization of GI. The results showed that the duration of anticipatory postural adjustments (APA) was drastically reduced under the condition of high TP (GI in reaction time) compared to the condition of low TP (GI in self-initiated). This constraint didn't result in a decrease of stability and motor performance, probably due to the increase in APA amplitude. In addition, it has been shown that clearing an obstacle induces an increase in the duration of the swing phase causing, a potential increase of the postural instability. This negative effect was, however, counterbalanced by the development of more significant APA than without obstacle. In this first study, the height and the distance of the obstacle were fixed. The objective of the second study was to analyze the effect of a modification in the characteristics of the obstacle to be cleared, combined with a variation of temporal constraint on the postural organization of GI. Three heights and three obstacle distances, and two TP levels were combined. To insist on the adaptive character of the characteristics of APA modulation according to the spatiotemporal constraints imposed, an original mechanical model of the human body formalizing the centre of mass trajectory has been elaborated. In agreement with the first study, the results showed that postural stability and motor performance remained equivalent under the different experimental conditions, despite wide variations in the imposed stress level. The mechanical model allowed us to demonstrate that this invariance was related to the amplitude modulation of APA, thereby demonstrating the adaptability of the postural system to imposed constraints. This experiment also highlights "fortuitously" that as the obstacle distance increase, the higher percentage of forefoot strike increase. Also, the objective of the third study was to analyze the effect of the foot strike strategy (front or rear foot) on the postural organization of the GI with an obstacle to be cleared. The results showed that this postural organization was dependent on the swing foot-off strategy. These results suggested the existence of an interdependent relationship between GI's balance control mechanisms and the foot strike strategy, allowing an optimal control of stability. Finally, the objective of the fourth study was to validate the measurement of the BOS dimensions during GI using a force platform (dynamic method), taking the VICON system as gold standard. The results showed that the dynamic method was sufficiently precise to be compared to the gold standard. In conclusion, all of these results suggest that in the healthy young adult, the CNS is able to adaptively and optimally modulate the balance control mechanisms according to the spatiotemporal constraints imposed experimentally. For clinical implications, GI with obstacle to be cleared would be an interesting method of rehabilitation in both test-retest and rehabilitation where the obstacle would provide a measurable and reproducible constraint.