

2m11.3460.7

Université de Montréal

Stratégie posturale autour de l'axe vertical en station orthostatique lors de simple et
double support

par

Marlène Beaulieu

Département de kinésiologie

Mémoire présenté à la Faculté des études supérieures
En vue de l'obtention du grade de M.Sc. Sciences de l'activité physique

Juillet 2006

© Marlène Beaulieu, 2006



AVIS

L'auteur a autorisé l'Université de Montréal à reproduire et diffuser, en totalité ou en partie, par quelque moyen que ce soit et sur quelque support que ce soit, et exclusivement à des fins non lucratives d'enseignement et de recherche, des copies de ce mémoire ou de cette thèse.

L'auteur et les coauteurs le cas échéant conservent la propriété du droit d'auteur et des droits moraux qui protègent ce document. Ni la thèse ou le mémoire, ni des extraits substantiels de ce document, ne doivent être imprimés ou autrement reproduits sans l'autorisation de l'auteur.

Afin de se conformer à la Loi canadienne sur la protection des renseignements personnels, quelques formulaires secondaires, coordonnées ou signatures intégrées au texte ont pu être enlevés de ce document. Bien que cela ait pu affecter la pagination, il n'y a aucun contenu manquant.

NOTICE

The author of this thesis or dissertation has granted a nonexclusive license allowing Université de Montréal to reproduce and publish the document, in part or in whole, and in any format, solely for noncommercial educational and research purposes.

The author and co-authors if applicable retain copyright ownership and moral rights in this document. Neither the whole thesis or dissertation, nor substantial extracts from it, may be printed or otherwise reproduced without the author's permission.

In compliance with the Canadian Privacy Act some supporting forms, contact information or signatures may have been removed from the document. While this may affect the document page count, it does not represent any loss of content from the document.

Université de Montréal
Faculté des études supérieures

Ce mémoire intitulé :
Stratégie posturale autour de l'axe vertical en station orthostatique lors de simple et
double support

Présenté par :
Marlène Beaulieu

a été évalué par un jury composé des personnes suivantes :

Julie Messier
Président rapporteur

Paul Allard
Directeur de recherche

François Prince
Membre du jury

RÉSUMÉ

Bien que plusieurs études aient mis en évidence diverses stratégies d'équilibre autour des axes antéro-postérieur et médio-latéral, aucune n'a porté attention aux oscillations autour de l'axe vertical. Les objectifs de ce projet sont 1) de tester si la variabilité de la composante verticale du corps est modifiée lorsque la position debout est perturbée en fonction de la vision et de l'appui et 2) de déterminer si cette variabilité dépend des oscillations du centre de pression (CoP). Onze jeunes hommes adultes devaient maintenir leur équilibre pendant 10 s sur une plate-forme de forces selon quatre conditions où le support (simple/double) et la vision (normale/réduite) sont modifiés. Deux paramètres du CoP sont retenus: l'étendue du CoP, estimant la stabilité du sujet, et la vitesse du CoP, reflétant les stratégies posturales employées. L'étendue du moment libre (T_z) quantifie le moment vertical appliqué au CoP. Les différences entre les conditions sont testées par des ANOVA à plusieurs facteurs tandis que les relations entre le CoP et le T_z sont calculées au moyen de coefficients de détermination (R^2). L'étendue du T_z est amplifiée d'environ 750% lorsque le support est perturbé alors que réduire la vision n'apporte aucune augmentation significative. Les R^2 entre les paramètres du T_z et du CoP varient entre 0,16 et 0,69 pour trois des quatre conditions, indiquant la présence d'une stratégie posturale autour de l'axe vertical. Seule la condition de simple support avec vision réduite démontre un R^2 moyen modéré (0,79) entre la vitesse du CoP et l'étendue du T_z . Une stratégie posturale mixte impliquant un contrôle dans le plan horizontal et un autre autour de l'axe vertical pourrait prendre place lors de situations très perturbantes. Cette étude note l'existence d'une stratégie posturale propre à l'axe vertical.

Mots clés: Stratégie posturale, axe vertical, moment libre, centre de pression, oscillations

ABSTRACT

Even if many studies investigated balance strategies about the antero-posterior and medio-lateral axis, no one has addressed the contribution of the rotation component about the vertical axis on postural control. The purposes of this study are: 1) to test T_z range variation when upright balance is perturbed by reducing the vision and the stance and 2) to determine if T_z range depends on center of pressure (CoP) oscillations during upright stance. On a force-plate, eleven young male adults maintain their balance during four conditions where stance (simple/double) and/or vision (normal/reduced) were modified. Two parameters of the CoP are kept for this study: CoP range estimating stability and CoP velocity reflecting the postural strategies that are used. Free moment (T_z) range quantifies the vertical moment applied on the CoP. Multifactor ANOVAs test the differences among conditions while determination coefficients (R^2) analyse relationship between CoP and T_z parameters. T_z range increases about 750% when the stance is perturbed ($p < 0.0001$) where as the reduced vision brings no significant increase ($p > 0.05$). The R^2 between CoP and T_z parameters vary from 0.16 to 0.69 for three of the four conditions, showing the presence of a postural strategy about the vertical axis. Single limb stance with reduced vision condition brings out a moderated R^2 between CoP velocity and T_z range. A mixed strategy could intervene to control horizontal oscillations and body vertical rotation during highly perturbing conditions. This study notices the existence of a postural strategy about the vertical axis.

Key words: Postural strategy, vertical axis, free moment, center of pressure, oscillations

TABLE DES MATIÈRES

RÉSUMÉ.....	III
ABSTRACT	IV
LISTE DES FIGURES	VII
LISTE DES ABRÉVIATIONS.....	VIII
REMERCIEMENTS	XI
CHAPITRE 1 : INTRODUCTION.....	1
CHAPITRE 2 : REVUE DE LITTÉRATURE.....	5
2.1 PARAMÈTRES STABILOMÉTRIQUES	5
2.2 INTRODUCTION ET UTILISATION DU MOMENT LIBRE	7
2.2.1 <i>Tâches locomotrices impliquant un moment autour de l'axe vertical</i>	7
2.2.2 <i>Ajustements posturaux anticipatoires</i>	9
2.2.3 <i>Moment libre et contrôle postural</i>	11
CHAPITRE 3 : MÉTHODE.....	13
3.1 ÉCHANTILLON ET PROTOCOLE EXPÉRIMENTAL	13
3.2 PARAMÈTRES UTILISÉS	15
3.3 ANALYSES STATISTIQUES	17
CHAPITRE 5: DISCUSSION	39
5.1 EFFET DE RÉDUCTION DE LA VISION LORS DU DOUBLE SUPPORT	39
5.2 EFFET DU SIMPLE SUPPORT AVEC VISION	40
5.3 EFFET DE LA RÉDUCTION DE LA VISION ET DE LA BASE DE SUPPORT	41
5.4 RELATIONS ENTRE LE MOMENT LIBRE ET LE CENTRE DE PRESSIION.....	42
5.5 LIMITES DE L'ÉTUDE	43
5.6 RECHERCHES FUTURES	44
CHAPITRE 6 : CONCLUSION.....	46
RÉFÉRENCES	47
ANNEXE 1 : ACCORD DES COAUTEURS	53

LISTE DES FIGURES

Figures du mémoire

- Figure 2.1 Trajectoire du CoP et les paramètres stabilométriques s'y rapportant 7
- Figure 3.1 Vue de haut d'un sujet sur la plate-forme de forces entouré de panneaux. 14
- Figure 3.2 Format du gabarit utilisé pour la standardisation de la position des pieds lors de condition de double support (DS). 14

Tableau et figures de l'article

- Tableau 1: Coefficient de détermination entre l'étendue du T_z et les paramètres du CoP en directions ML et AP pour les quatre conditions expérimentales. 34
- Figure 1: Les étendues du CoP pour les quatre conditions expérimentales sont représentées en blanc pour la direction ML et en noir pour celle en AP. Les conditions expérimentales figurent dans l'ordre suivant: double support avec vision normale (CTR), double support avec vision réduite (DLS-RV), simple support avec vision normale (SS-V) et simple support avec vision réduite (SS-RV). Les barres des écarts-types représentent un intervalle de confiance de 95%. 36
- Figure 2: Les vitesses du CoP pour les quatre conditions expérimentales sont représentées en blanc pour la direction ML et en noir pour celle en AP. Les conditions expérimentales figurent dans l'ordre suivant: double support avec vision normale (CTR), double support avec vision réduite (DLS-RV), simple support avec vision normale (SS-V) et simple support avec vision réduite (SS-RV). Les barres des écarts-types représentent un intervalle de confiance de 95%. 37
- Figure 3: Les étendues du T_z sont présentées pour les quatre conditions soient : double support avec vision normale (CTR), double support avec vision réduite (DLS-RV), simple support avec vision normale (SS-V) et simple support avec vision réduite (SS-RV). Les barres des écarts-types représentent un intervalle de confiance de 95%. 38

LISTE DES ABRÉVIATIONS

ANOVA	Analyse de variances
AP	Antéro-postérieur
APA	Ajustements posturaux anticipatoires
cm	Centimètre
CoM	Centre de masse
CoP	Centre de pression
CTR	Condition témoin
DS	Double support
DS-RV	Double support avec vision réduite
F_{AP}	Force antéro-postérieure
F_{ML}	Force médio-latérale
F_V	Force verticale
FST	Fracture de stress au niveau du tibia
Hz	Hertz
kg	Kilogramme
m	Mètre
M_{AP}	Moment antéro-postérieur
M_{ML}	Moment médio-latéral
M_V	Moment vertical
ML	Médio-latéral
mm	Millimètre
Nm	Newton • mètre
R^2	Coefficient de détermination

Rad	Radian
s	Seconde
SNC	Système nerveux central
SS	Simple support
SS-RV	Simple support avec vision réduite
SS-V	Simple support avec vision normale
T _z	Moment libre

« Ce qu'on est incapable de changer,
il faut au moins le décrire. »

Rainer Werner Fassbinder

REMERCIEMENTS

Je remercie tout d'abord Dr Paul Allard, mon directeur de maîtrise, qui a su me guider à travers ce complexe labeur. Donner une telle idée de projet à une étudiante de maîtrise, c'est faire preuve de confiance en ses capacités. Merci Paul! Je dois aussi une fière chandelle à ma famille et mes amis, eux qui m'ont soutenu moralement et m'ont aidé à conserver ma motivation. Un dernier merci spécial à Stéphane Fortin, Julie Robillard et Magali Leblanc, pour m'avoir écouté et conseillé lorsque je doutais de tout.

CHAPITRE 1 : INTRODUCTION

Le contrôle postural est l'habileté à conserver le centre de masse (CoM) à l'intérieur de la base de support (Hageman et al., 1995). Dues aux perturbations internes et à la ligne de gravité passant à quelques centimètres devant le complexe de la cheville, le corps est constamment soumis à des oscillations. Puisque aucun récepteur sensoriel ne peut détecter la position du CoM, le système de contrôle postural utilise le centre de pression (CoP), estimé à partir des récepteurs cutanés plantaires pour se corriger.

Plusieurs théories reposent sur l'excursion du CoP pour déterminer les actions du corps impliquées dans le maintien de la stabilité. Les premiers modèles d'équilibre se sont surtout limités au contrôle du mouvement dans le plan sagittal. Entre autres, la stratégie cheville (Nashner; 1977), la stratégie hanche (Horak et Nashner, 1986) et la stratégie de soutien (Nashner et al., 1979) sont toutes des théories s'intéressant aux oscillations dans la direction antéro-postérieure (AP). La stratégie cheville est employée pour contrer l'accélération angulaire du centre de masse déployé à la cheville par l'action des fléchisseurs plantaires. La stratégie hanche complète la stratégie cheville en procédant à des mouvements de flexion et d'extension de la hanche lors de fortes perturbations. Quant à elle, la stratégie de soutien consiste à faire une flexion des genoux et des chevilles pour stabiliser l'équilibre lors de déplacements horizontaux des pieds. L'ensemble de ces trois stratégies, permettant d'exécuter tous les mouvements possibles dans le plan sagittal, constitue le fondement de l'équilibre dans la direction AP (McCollum et Leen; 1989).

Les mécanismes dans le plan frontal ont été introduits dans la littérature avec l'étude de Day et al. (1993) sur les relations entre les segments du corps lors de positions affectant la largeur de l'appui et la vision. Dans cette étude, les muscles abducteurs et adducteurs des hanches ainsi que ceux d'éversion et d'inversion des chevilles ont été identifiés comme principaux responsables des mouvements effectués dans la direction médio-latérale (ML). Toutefois, on rapporte dans une autre étude que la réponse motrice en ML provient majoritairement d'une stratégie des hanches (Winter et al.; 1993). Cette même idée est reflétée dans la théorie unifiée de Winter et al. (1996), théorie selon laquelle en position debout les pieds côte à côte, les déplacements du CoP en AP sont contrôlés surtout par les chevilles tandis que ceux en ML sont gérés principalement par les hanches par le transfert de poids. En résumé, les actions maintenant l'équilibre dans les axes AP et ML sont exécutées grâce à des groupes musculaires indépendants associés à des mouvements de translation dans le plan horizontal. C'est pourquoi dans la présente étude nous qualifierons ces stratégies posturales de translatoires.

En général, les stratégies posturales en AP (cheville) et en ML (hanche) sont acceptées dans les études de l'équilibre et du contrôle postural. Les systèmes régissant ces deux stratégies motrices sont toutefois sujet à controverse.

D'un côté, Winter et al. (1998) prétendent que les fléchisseurs plantaires agissent comme un système de ressorts maintenant à eux seuls le mouvement du centre de pression (CoP) en phase avec le CoM. Cette stratégie peut être qualifiée de passive puisque le rôle du système nerveux central (SNC) serait uniquement d'indiquer aux fléchisseurs plantaires la tension constante requise du « ressort ». Ce modèle de

contrôle basé sur la rigidité musculaire a été contesté par plusieurs. D'abord l'article de Morasso et Schieppati (1999) renvoie aux multiples études mettant en évidence l'importance du système proprioceptif dans le maintien de l'équilibre (Kavounoudias et al., 1998; Wu et Chiang, 1997). De plus, ils estiment que le moment maximal pouvant être développé à la cheville ($\approx 250 - 400 \pm 100 \text{ Nm}\cdot\text{rad}^{-1}$ selon Hof, 1998) est en deçà de la valeur du moment requis pour freiner l'accélération angulaire du CoM ($\approx 835 \text{ Nm}\cdot\text{rad}^{-1}$). Cette dernière critique a été appuyée par d'autres études démontrant que la rigidité intrinsèque des fléchisseurs plantaires est de 10 à 25% plus faible que la valeur critique du modèle du pendule inversé (Casadio et al., 2005 ; Loram et Lakie, 2002 ; Morasso et Sanguineti, 2002).

D'un autre côté, certains affirment que l'ajustement postural repose majoritairement sur le SNC (Lajoie et al., 1993 ; Morasso et Schieppati, 1999). Les rôles que jouerait le SNC dans l'équilibre sont 1) d'intégrer l'information provenant des afférences visuelles, proprioceptives et vestibulaires (Massion, 1994; Shumway-Cook et Horak, 1986), 2) d'envoyer au système musculosquelettique une réponse adéquate au maintien postural (Morasso et Schieppati, 1999) et 3) de compenser le délai de transmission nerveuse grâce à une action anticipatoire (Morasso et Schieppati, 1999). Cette dernière fonction est d'ailleurs défendue par Gatev et al. (1999) avec leur théorie évoquant l'anticipation des inputs externes par les muscles fléchisseurs plantaires des chevilles.

L'élaboration des stratégies énumérées ci-dessus a surtout été réalisée en observant les déplacements de type translatoire du CoP selon les deux axes sagittal (AP) et transverse (ML). Pourtant, il est possible que les hanches et les articulations sous-

astragaliennes réagissent au déplacement du corps en générant un moment de torsion dans l'axe vertical. Dû à la loi d'action et de réaction de Newton, ce moment aurait alors un impact sur l'ensemble des segments corporels provoquant ainsi une modification de la force de réaction exercée par le sujet sur le support. Jusqu'à maintenant, aucune étude n'a porté attention à l'axe vertical dans le contrôle postural.

L'objectif général de ce travail est d'étudier la composante de rotation verticale du corps sur le maintien d'une position debout lorsque l'équilibre est perturbé par un appui unipodal et par une réduction de l'information visuelle.

CHAPITRE 2 : REVUE DE LITTÉRATURE

L'analyse de la posture et de l'équilibre s'effectue habituellement au moyen de paramètres stabilométriques. Ceux-ci reposent principalement sur les déplacements du CoM et du CoP et procurent une grandeur des patterns oscillatoires en fonction du temps. Le détail des paramètres les plus fréquents lors d'une analyse posturale ainsi qu'une introduction au moment libre seront exposés dans le présent chapitre. De plus, les objectifs spécifiques du projet, mettant en évidence le moment libre, et les hypothèses de travail associées au maintien de l'équilibre par une stratégie en rotation seront présentés.

2.1 Paramètres stabilométriques

Les paramètres stabilométriques se rapportent principalement aux déplacements du CoM et du CoP en relation avec le temps. Pour bien comprendre les variables qui s'y rapportent, il est primordial de dissocier le CoM du CoP. Le CoM est un concept représentant le point où est situé la masse entière du corps. En position debout, il est généralement localisé au niveau de la seconde vertèbre sacrée, soit à une distance des pieds de près de 60% de la taille de la personne (Dempster et Aitkens, 1995). De son côté, le CoP correspond au point d'application du vecteur résultant des forces de réaction au sol. La position du CoP est calculée à l'aide d'une plate-forme de force, tandis que celle du CoM peut être déterminée à partir de techniques vidéographiques et anthropométriques (Morasso et al., 1999; Winter et al., 1990) ainsi qu'avec la position du CoP (Brenière, 1996; Caron et al., 1997)

Lors du maintien postural en position debout, le CoP effectue des déplacements dans les directions AP et ML. Ainsi, plusieurs paramètres relatifs à l'équilibre dérivent de la trajectoire parcourue par le CoP. Quatre paramètres stabilométriques fréquemment employés sont décrits ci-dessous et schématisés à la Figure 2.1 :

- 1) *Surface d'oscillations du CoP (mm^2)*: surface elliptique pouvant comprendre entre 50 et 90 % de la trajectoire du CoP; représente la réponse physiologique et l'équilibre qui y est associé (Chen et al., 1998).
- 2) *Étendue du CoP (mm)*: calculée à partir de la valeur minimale et maximale retrouvée en AP et en ML (Simoneau et al., 2006) ou en comptabilisant 95% de la distribution du CoP sur le stabilogramme (Verhagen et al., 2005); tout comme la surface d'oscillations, il estime la stabilité du sujet mais avec l'avantage de la caractériser selon les axes horizontaux.
- 3) *Vitesse du CoP (mm/s)*: calculée à partir du déplacement du CoP mesuré en fonction du temps; indique la vitesse moyenne du CoP selon les axes horizontaux; indicateur de la demande neuromusculaire requise pour maintenir la stabilité (Maki et al., 1994; Teasdale et Simoneau, 2001).
- 4) *Erreur quadratique moyenne (RMS) du CoP (mm)*: calculée par la racine carrée de la somme des carrés moyens et divisée par le nombre de données de l'échantillon; correspond à la variabilité de l'oscillation du CoP (Ferdjallah et al., 2002); le RMS peut aussi être calculé pour tout autre paramètre comme la vitesse du CoP afin d'indiquer sa variabilité (Simoneau et al., 2006).

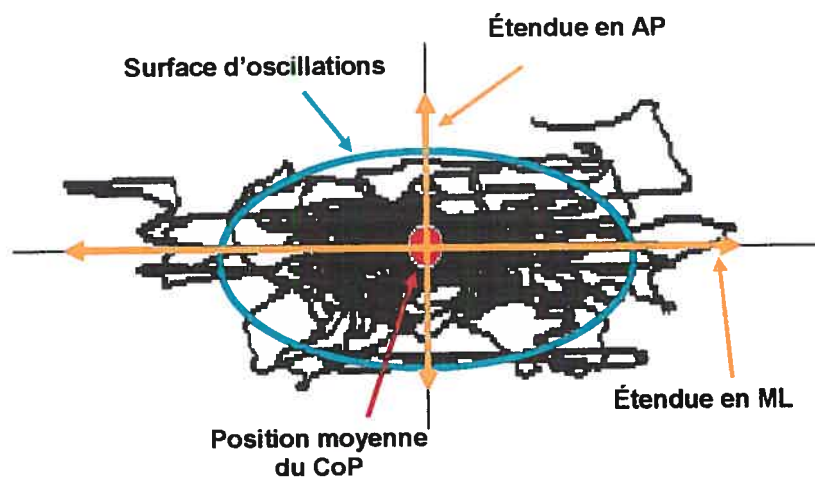


Figure 2.1 Trajectoire du CoP et les paramètres stabilométriques s'y rapportant

2.2 Introduction et utilisation du moment libre

Les paramètres présentés dans la section 2.1 se rapportent tous au déplacement du CoP dans les axes ML et AP : aucun ne peut estimer les oscillations autour de l'axe vertical. Étant donné que les mouvements de rotation verticale du corps sont proportionnels au moment appliqué, le moment libre (T_z) est indicatif des oscillations posturales du corps autour de l'axe vertical. Le T_z , défini comme étant le moment vertical à la position du CoP, permet de quantifier les oscillations autour de l'axe vertical lors de conditions dynamiques. Cette section du chapitre présente des situations pour lesquelles le T_z est nécessaire à la compréhension de phénomènes biomécaniques lors de mouvements asymétriques.

2.2.1 Tâches locomotrices impliquant un moment autour de l'axe vertical

La réalisation d'activités locomotrices nécessite le déploiement de forces en AP, en ML et par rapport à la verticale. Que ce soit lors du contact initial avec l'attaque du talon au sol ou lors de la propulsion, des forces seront produites simultanément dans

les trois axes. Ceci dit, l'addition des forces en AP et en ML lors des tâches locomotrices entraîne toujours un moment de torsion entre le sol et le pied servant d'appui, et donc un T_z . D'ailleurs, Holden et Cavanagh (1991) ont remarqué que le port de chaussures de sport amplifiant le degré de pronation pendant la course amène une augmentation de la valeur maximale du T_z chez une population adulte. La pronation, qui est un mouvement combinant la dorsiflexion, l'abduction et l'éversion du pied (Inman et al., 1981), crée un moment de torsion se répercutant aux autres segments du corps. Toutefois, il est à noter que dans leur étude, le moment libre n'agit pas dans le sens opposé à la rotation tibiale. Donc le T_z capté par la plateforme de forces lors de la course ne reflète pas seulement le moment développé à l'articulation sous-astragalienne, mais celui de l'intégralité du corps.

Récemment, le T_z a été utilisé pour étudier la locomotion chez des sujets scoliotiques. Kramers-de-Quervain et al. (2004) ont remarqué une asymétrie du patron locomoteur chez dix adolescentes ayant une scoliose thoraco-lombaire par le moyen du T_z . En effet, ils se sont aperçus que la valeur maximale du T_z développée sous le pied droit était faible et dirigée vers l'intérieur comparativement à celle sous le gauche, qui était élevée et orientée vers l'extérieur. Aucun autre paramètre cinétique ne montrait cette asymétrie. Cette étude montre que lors de situation comme la marche, le moment libre permet de mettre en évidence des phénomènes physiques qui ne pourraient être révélés par d'autres variables se rapportant au plan horizontal.

Puisque les fractures de stress au niveau du tibia (FST) sont souvent de type spirale (Spector et al., 1983), Milner et al. (2005) se sont intéressés au T_z déployé par des

coureurs de marathon ayant subi ou non une FST. Dans cette étude, le T_z s'est révélé comme étant une variable prédictive des FST. Les coureurs avec un historique de FST démontraient des valeurs maximales positives (résistant au mouvement externe des orteils), négatives (résistant au mouvement interne des orteils) et absolues du T_z plus élevées que chez les coureurs n'ayant eu aucune blessure musculosquelettique. Ainsi, c'est avec les valeurs maximales du T_z qu'une relation a pu être établit avec la FST.

Ces études sur la locomotion montrent que le T_z permet de quantifier le moment vertical du corps, chose qu'aucun autre paramètre cinétique ne peut faire. De plus, les valeurs maximales du T_z obtenues permettent d'établir des corrélations entre le moment vertical développé et certains problèmes musculosquelettiques. Ces observations peuvent être applicables aux objectifs du présent travail. En ce sens, il est possible qu'en position orthostatique la variabilité maximale du T_z reflète les oscillations autour de l'axe vertical. Ces variations du T_z retrouvées en position debout ne pourront toutefois égaler celles observées lors de la locomotion. À savoir maintenant si une variabilité du T_z est retrouvée lors de tâches impliquant un minimum de déplacements segmentaires comme celles utilisées dans les études des ajustements posturaux anticipatoires (APA).

2.2.2 Ajustements posturaux anticipatoires

Les études portant sur les effets des APA sur le moment de torsion du corps ont débuté avec celle Bouisset et Zattara (1987). Ceux-ci ont comparé la cinématique du haut du corps aux forces et aux moments retrouvés dans l'axe vertical lors d'élévation d'un bras. Pourtant, ce n'est que plus tard que Bleuse et al. (2002), avec

un protocole semblable, ont initié l'utilisation du T_Z pour étudier les APA. Grâce à ce paramètre, ils ont identifié deux phases de rotation verticale du corps lors de l'élévation volontaire d'un bras : une rotation verticale du corps dans le sens horaire suivie d'une autre dans le sens anti-horaire. Lors de mouvements passifs du bras (exécuté par l'expérimentateur, sans résistance du sujet), une seule phase est retrouvée montrant l'absence du côté anticipatif. De plus, ces mêmes auteurs ont remarqué que la vitesse à laquelle était effectué le mouvement était corrélée positivement avec l'amplitude du T_Z et négativement avec la durée des phases. Ainsi, lors de simple mouvement asymétrique tel l'élévation d'un bras, le T_Z peut quand même être observé.

Les études portant sur les APA révèlent aussi que des mouvements volontaires mènent à des préparations musculaires et posturales. Lors d'actions d'abductions et d'adductions de l'épaule dans le plan horizontal, Shiratori and Aruin (2004) ont décelé des activités musculaires anticipatoires asymétriques entre les muscles des jambes droite et gauche, causant ainsi une rotation autour de l'axe vertical. Aussi, Bleuse et al. (2005) rapportent qu'avant l'exécution de mouvement asymétrique, une préparation posturale se produit. En effet, le CoP en AP se déplace préalablement vers l'arrière et le corps effectue une rotation autour de l'axe vertical. Toutefois, ce phénomène est modifié lorsque le mouvement est effectué lentement : la rotation demeure mais aucune préparation posturale en AP n'est décelée. Ceci montre que dans la présente étude, il sera possible d'obtenir une variabilité du T_Z sans qu'il y ait nécessairement un déplacement du CoP.

2.2.3 Moment libre et contrôle postural

À notre connaissance, aucune étude n'a associé jusqu'à ce jour le T_Z avec le contrôle postural en position debout. Dans les articles présentés ci-haut, le moment libre est employé lors de situation dynamique. Lors de position debout orthostatique, la contribution du T_Z est masquée par le fait qu'aucune rotation marquée à droite ou à gauche ne peut être distinguée dans le contrôle postural. Une façon de mettre en évidence la contribution du T_Z est d'examiner l'amplitude ou l'étendue des oscillations autour de l'axe vertical. Cependant, il est possible que l'étendue du T_Z soit limitée par des contraintes biomécaniques en situation de double support. Puisqu'un mouvement asymétrique entraîne un moment de torsion sur le haut du corps (Bleuse et al., 2002), un appui unipodal pourrait remédier à la situation en augmentant la variabilité du T_Z . De plus, il est connu que la contribution de l'information visuelle est plus importante lorsque les sujets sont en simple support (Le Clair and Riach, 1996). L'addition d'une condition avec réduction de vision à celle de simple appui conduira les oscillations posturales plus près de leur paroxysme, permettant ainsi la mise en évidence d'une stratégie posturale autour de l'axe vertical.

Les objectifs de cette étude sont 1) de tester si l'amplitude du T_Z est modifiée lorsque la position debout est perturbée en fonction de la réduction de la vision et de l'appui, et 2) de déterminer si cette amplitude dépend ou non des oscillations du CoP selon les conditions expérimentales. Nous nous attendons à ce que l'étendue du T_Z soit affectée de la même façon que les paramètres du CoP lors des conditions réduisant l'information visuelle et la base de support. Nous pensons aussi que l'étendue du T_Z soit faiblement corrélée avec les déplacements du CoP en AP et en ML montrant

alors qu'une stratégie posturale rotatoire plutôt que translatoire se manifeste pour assurer en partie l'équilibre orthostatique dans l'axe vertical.

CHAPITRE 3 : MÉTHODE

Ce chapitre présente les caractéristiques de la population ainsi que le matériel et le protocole expérimental utilisés dans cette étude. Les variables dépendantes se rapportant aux déplacements du CoP et au T_z sont ensuite détaillées et leurs relations testées pour mettre en évidence la contribution du T_z dans le maintien de l'équilibre.

3.1 Échantillon et protocole expérimental

Onze jeunes hommes adultes ont participé à l'étude. Les hommes ont été préférés aux femmes puisqu'on rapporte des oscillations plus importantes du CoM chez la population masculine (Farenc et al., 2003). L'âge, la taille et le poids moyens des sujets sont respectivement de $29,6 \pm 5,8$ ans, $181,2 \pm 4,6$ cm et $81,9 \pm 11,5$ kg. Tous les sujets pratiquaient de l'activité physique sur une base régulière. Les critères d'inclusion étaient d'être un homme adulte âgé entre 20 et 40 ans tandis que les critères d'exclusion de l'étude étaient 1) d'avoir eu une blessure de type musculosquelettique, 2) de souffrir de désordre neurologique ou 3) d'avoir des problèmes au niveau de la vision. Avant d'effectuer l'expérimentation, les participants ont signé un formulaire de consentement approuvé par le comité d'éthique du Centre de recherche de l'hôpital Sainte-Justine dans lequel on les informait des procédures de l'étude.

Une plate-forme de force (AMTI, Watertown, MA, USA) a permis de collecter à une fréquence de 64 Hz les forces de réactions et les moments lors de maintien d'une position debout. Un calibrage de la plate-forme sans mise en charge est d'abord effectué pendant 10 s. Ensuite, les sujets devaient se tenir debout sur la plate-forme,

les pieds déchaussés pour les mesures de l'équilibre postural. Ils recevaient comme consignes de bouger le moins possible en fixant du regard une cible d'un centimètre de diamètre placée à 1,5 m devant eux au niveau des yeux. Les bras sont d'ailleurs croiser afin de limiter les mouvements des membres supérieurs lors de l'acquisition des données. Pendant l'expérimentation, les sujets sont isolés du laboratoire par trois panneaux (Figure 3.1) afin diminuer les risques de distraction lors de la tâche.

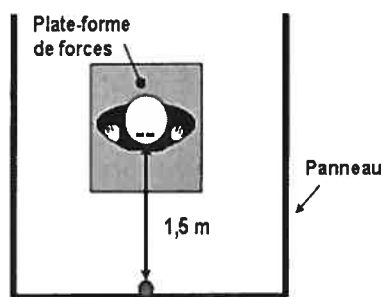


Figure 3.1 Vue de haut d'un sujet sur la plate-forme de forces entouré de panneaux.

Les sujets devaient tester quatre conditions expérimentales à savoir double support avec vision normale (condition témoin, CTR), double support avec vision réduite (DS-RV), simple support avec vision normale (SS-V) et simple support avec vision réduite (SS-RV). Pour les conditions de DS, la position des pieds est standardisée à l'aide d'un gabarit de telle sorte que les talons soient séparés de 23 cm l'un de l'autre et que les pieds soient orientés de 15° vers l'extérieur (McIlroy et Maki, 1997) (Figure 3.2).

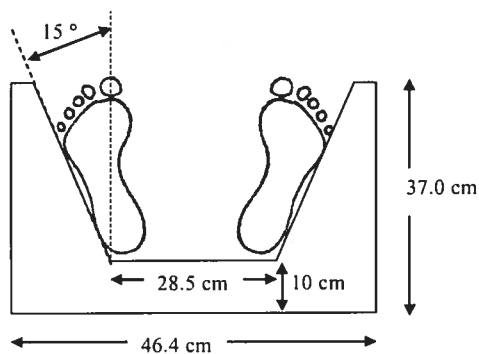


Figure 3.2 Format du gabarit utilisé pour la standardisation de la position des pieds lors de condition de double support (DS).

Pour les conditions de SS, les sujets, ayant toujours les bras croisés, se tenaient sur leur jambe dominante, c'est-à-dire sur la jambe qu'ils utilisent pour botter un ballon (Sadeghi et al. 1997). L'autre jambe, fléchie à 90° au genou, est maintenue en l'air pendant les 10 s d'acquisition. L'emplacement du pied n'est pas standardisé pour cet appui : il est simplement positionné au milieu de la plate-forme de force.

Les conditions pour lesquelles la vision est réduite sont réalisées de façon à ce que toutes les lumières du laboratoire soient éteintes. Ainsi, les sujets ne reçoivent aucune information visuelle provenant de l'environnement. Puisque les sujets démontraient une trop grande difficulté à maintenir leur équilibre en condition SS-RV, une diode électroluminescente (DEL) rouge leur était présentée à 1,5 m devant eux lors de la période d'acquisition (Tropp et al., 1984). La collecte de données commençait lorsque les sujets adoptaient la position appropriée et qu'ils stabilisaient leur équilibre. Cinq essais sont effectués pour chaque condition, soit un total de 20 essais, et les conditions sont randomisées pour réduire l'effet d'apprentissage. L'essai était automatiquement rejeté si le sujet en SS posait le second pied au sol. Entre chaque condition, une pause de deux à trois minutes est accordée aux participants afin de minimiser l'effet de fatigue musculaire créé par le support unipodal (Gribble et Hertel, 2004).

3.2 Paramètres utilisés

Les déplacements du CoP sont calculés à partir des forces au sol et des moments collectés par le système de plate-forme de forces. Les forces d'action sont considérées positives lorsqu'elles sont dirigées vers l'avant pour l'axe AP (F_{AP}), vers

la gauche pour l'axe ML (F_{ML}) et vers le bas pour l'axe vertical (F_V). Les moments (M_{AP} , M_{ML} , M_V) sont positifs dans le sens horaire selon leur axe respectif.

Le CoP représente le point d'application de la force résultante au niveau de la plate-forme de forces. À partir des forces au sol et des moments obtenus, les CoP en AP et ML sont calculés, en mètres, en fonction des équations:

$$CoP_{AP} = (-M_{ML} + F_{AP} * 0.0394) / F_V - 0.3 * 10^{-3} \quad (1)$$

$$CoP_{ML} = (M_{AP} + F_{ML} * 0.0394) / F_V - 0.0 \quad (2)$$

Les constantes dans les équations 1 et 2 (zéro, $-0.3 * 10^{-3}$, 0.0394) représentent les distances selon les axes x, y et z entre le centre géométrique de la plate-forme et son origine données par le fabricant.

Trois moments sont retrouvés autour du CoP : M_{AP} , M_{ML} et T_Z . T_Z est le moment libre calculé à partir de M_V à l'origine de la plate-forme de forces, de deux moments résultant des forces en AP et ML ainsi que des positions du CoP.

$$T_Z = M_V + F_{AP} \cdot CoP_{ML} - F_{ML} \cdot CoP_{AP} \quad (3)$$

Le T_Z équivaut au M_V lors de deux conditions soient quand le CoP se situe au dessus de l'origine de la plate-forme et quand aucune force horizontale n'est observée. Dans ce dernier cas, les valeurs de M_V et T_Z seraient de zéro.

Deux variables dépendantes sont calculées à partir de l'excursion du CoP : 1) l'étendue maximale du CoP pour estimer l'équilibre du sujet (King et Zatsiorsky, 2002), et 2) la vitesse du CoP reflétant les stratégies de contrôle postural utilisées pour maintenir la stabilité (Le Clair et Riach, 1996). Une étendue et une vitesse du CoP élevée suggèreraient une instabilité et une demande plus importante du système

neuromusculaire. La troisième variable dépendante est l'étendue du T_z qui correspond à l'amplitude de l'oscillation corporelle autour de l'axe vertical.

3.3 Analyses statistiques

Pour les quatre conditions, les valeurs moyennes des cinq essais pour les trois variables dépendantes sont calculées. Les paramètres du CoP (étendue et vitesse) sont analysés grâce à des analyses de variances (ANOVA) à trois facteurs, 2 (support) x 2 (vision) x 2 (axe) avec mesures répétées sur les trois facteurs. Ceci est fait dans le but de déterminer la contribution de l'appui et de la vision, et de vérifier si l'équilibre des sujets se comporte différemment dans les axes AP et ML. Pour voir l'effet de la vision et de la base de support sur l'étendue du T_z , des ANOVA à 2 facteurs (support x vision) avec mesures répétées ont été réalisées. Si les ANOVA démontrent une différence statistiquement significative ($p < 0,05$), les effets spécifiques de chaque facteur sont analysés avec la procédure de Tukey.

Pour quantifier les relations entre le T_z et les déplacements du CoP en AP et en ML, des coefficients de détermination (R^2) sont calculés pour chaque condition entre les paramètres du CoP et l'étendue du moment libre. Un R^2 élevé signifie que les oscillations autour de l'axe vertical sont sous l'influence de stratégies translatrices tandis qu'un faible R^2 indique une stratégie posturale propre à l'axe vertical.

CHAPITRE 4 : RÉSULTATS

Les résultats obtenus lors de cette étude sont détaillés dans l'article scientifique joint à ce mémoire. Une description de l'article et de ses principaux points sera d'abord exposée. Suivra ensuite une présentation des auteurs de l'article.

L'article ci-après a pour titre *Postural strategy about the vertical axis for single and double leg upright stance* et est soumis à la revue scientifique *Gait & Posture*. L'introduction décrit brièvement les diverses stratégies étudiées jusqu'à présent et souligne la nécessité d'étudier les oscillations posturales autour de l'axe vertical. Puis la méthode utilisée, les résultats obtenus et une interprétation du rôle du moment libre en station orthostatique complètent cet article. À travers cette publication, les auteurs montrent l'existence d'une stratégie posturale dans laquelle le moment libre, évoluant autour de l'axe vertical, participe au maintien de la position debout sur double et simple support.

Cinq personnes ont collaboré à l'élaboration de l'article. Marlène Beaulieu, premier auteur, a élaboré et exécuté le protocole de recherche, effectué les analyses statistiques appropriées et a rédigé l'article. Paul Allard a supervisé le déroulement complet du projet et a contribué à la rédaction de la publication. De son côté, Martin Simoneau a approfondi l'aspect en contrôle moteur de l'article. Fuad A. Hazime a quant à lui apporté une aide importante lors de l'élaboration du protocole. Finalement, Dr Charles-Hilaire Rivard était responsable du recrutement des sujets ainsi que de l'apport clinique au projet.

Postural strategy about the vertical axis for single and double leg upright stance

Marlène Beaulieu^{1,2}, Paul Allard^{1,2}, Martin Simoneau³, Fuad A. Hazime⁴, Charles-Hilaire Rivard²

¹Département de Kinésiologie, Université de Montréal, Montréal, QC, Canada

²Laboratoire d'Étude du Mouvement, Research Center, Sainte-Justine Hospital, Montreal, QC, Canada

³ Faculté de médecine, Division de Kinésiologie, Groupe de Recherche en Analyse du Mouvement et Ergonomie, Université Laval, Québec, Canada

⁴ Division of Rheumatology, School of Medicine, University of São Paulo, Brazil

Corresponding author

Marlène Beaulieu

Laboratoire d'Étude du Mouvement

Research Center, Sainte-Justine Hospital

3175, Côte-Sainte-Catherine

Montréal, Québec, H3T 1C5

Canada

Phone: +1 514 345-4931 ext: 6195

Fax: +1 514 345-4801

KEY WORDS: Postural strategy, vertical axis, free moment, single and double leg stance

1. Introduction

During upright standing gravity-induced torque is largely responsible for body oscillations¹. These are characterized by the center of pressure (CoP) antero-posterior (AP) and medio-lateral (ML) displacements. It is thought that two independent postural strategies acting respectively along the sagittal and transverse axes control them². The ankle regulates the excursion of the CoP in the AP direction². To counteract a forward movement of the body, the plantarflexors activity increases making the CoP moves forward. Inversely, if the body is swaying backwards, the plantarflexors activity decreases or dorsiflexors activity increases and the CoP returns to a more posterior position. These CoP displacements are essentially occurring about the transverse axis.

The ML CoP excursions are controlled by the hips³. Hip abductors/adductors are dominantly responsible of the loading/unloading of the lower limbs during upright stance. According to Winter et al.³, the subtalar joint does not intervene in the CoP displacement in ML direction. These sideways motions are then essentially occurring about the sagittal axis.

Considering that the line of gravity of the body passes a few centimeters in front of the ankle, CoP displacements in upright stance could be also the results of rotations of the trunk and lower limbs around the vertical axis. Thus AP and ML CoP displacements could be generated by various combinations of muscle actions leading to rotations about a vertical axis. To our knowledge, no one has addressed the contribution of the rotation component about the vertical axis on postural control during upright standing. This can be explained in part that standing balance is often

modeled as an inverse pendulum⁴⁻⁶. Besides, it is believe that during upright standing, CoP displacements are mainly along the antero-posterior axis and mainly due to body rotation around the ankle joint.

Since rotation movements are proportional to the applied moment, the free moment (T_Z) can be use to quantify postural rotations about the vertical axis. The T_Z corresponds to a couple acting at the level of the contact between the foot and the ground passing through the center of pressure. Holden and Cavanagh⁷ associated a T_Z increase with pronation, a motion combining dorsiflexion, abduction and eversion of the foot⁸. Others studies investigating anticipatory postural adjustments (APAs) used the T_Z as a determinant parameter of the vertical torque⁹⁻¹¹. Recently, T_Z was used to determine the asymmetry in gait pattern of scoliotic subjects¹² or as a predictor of tibial stress fracture in distance runners¹³. No study attempted to associate T_Z with an upright standing.

In the above studies a movement was required to generate a free moment. In quiet standing, where there is no distinct right or left rotation or twisting action, the T_Z contribution is masked. A way to brings out the T_Z contribution is to analyze its range or the amplitude of the vertical rotational oscillation. However T_Z range on double leg stance (DLS) is significantly limited due to biomechanical constraints. A single leg stance (SLS) would incite vertical rotation variability since asymmetric movements lead to upper body torsion¹⁰. A SLS condition, considered as an asymmetric motion, would then increases T_Z variability calculated from a quiet stance position.

Even if the T_z is present in upright stance, its variability in relation with CoP displacements needs to be established. The ankle/hip strategy that controls the CoP excursion in AP and ML direction², is defined here as a translation strategy. It could be associated with a vertical axis rotational strategy that is manifested by the T_z range. A strong relationship would indicate that T_z causes or is the results of AP/ML body sway under the same postural mechanisms. If T_z is independent of the CoP excursions, then it could imply that a postural strategy regulating rotation along the vertical axis exists.

The purposes of this study are: 1) to test how T_z range varies when upright balance control is challenged by standing on a single limb and even more with reduced vision and 2) to determine if the range of T_z is related to ML and AP displacements during upright stance.

2. Methods

Eleven young male adults having no musculoskeletal or postural problem participated to this study. Their mean age, height and mass were 29.6 ± 5.8 years, 181.2 ± 4.6 cm and 81.9 ± 11.5 kg respectively. These men were all practicing physical activity on a regularly basis. Subjects with a history of musculoskeletal or neurological disorders or injuries, hearing or visual impairment were excluded from the study. Before the experiment, participants signed an informed consent approved by the hospital ethics committee.

To measure standing balance, subjects stood on an AMTI (AMTI, Watertown, MA, USA) force plate in an upright position without wearing shoes. They were asked to

stand quietly with their arms loosely crossed on their chest and to focus on a target placed at eye level at 1.5 m ahead. During the experimentation, subjects were isolated by screens reduce risks of distraction and increase their attention on the standing tasks to be performed.

There were four testing conditions: double legs stance with normal vision (CTR), two legs stance with reduced vision (DLS-RV), single leg stance with normal vision (SLS-V) and single leg stance with reduced vision (SLS-RV). For the double legs stance, the feet position was standardized with a template lying on the force plate such that the heels were separated by approximately 23 cm and the midline of each foot was pointing externally by 15° as described by McIlroy and Maki¹⁴. For the single leg stance, subjects stood on their dominant leg as defined by the leg used to kick a ball¹⁵. The other knee was flexed at 90° and with the same arm position as above. Foot position was not standardized for this stance but the foot of the weight-bearing limb was positioned in the middle of the force plate.

Reduced vision was done in a darkened laboratory room in such way that subjects could not have visual interference from the nearby environment. Because single limb balance was difficult to maintain, subjects were asked to look at a light diode located 1.5 m in front of them during data acquisition¹⁶. A trial sampled at 64 Hz was initiated once subjects were in the proper standing position and had stabilized their stance. There were five 10 s trials per condition, totaling 20 trials and conditions were randomized to reduce the learning effect. In single leg stance, trials were rejected where touch down happened. When it occurred, trial was repeated later. Subjects were allowed to sit for two or three minutes on a chair while keeping their

feet in position on the force plate to neutralize the effect of localized fatigue of the ankle muscles caused by the single leg stance¹⁷.

The CoP displacements were calculated from reaction forces and moments. Forces were positive along the forward direction for the AP axis (F_{AP}), to the left for the ML axis (F_{ML}) and downwards for the vertical axis (F_V). The corresponding moments (M_{AP} , M_{ML} and M_V) were positive in the clock-wise direction along their respective axis. The CoP excursion represents the point of application of the resultant force with respect to the origin of the coordinate system of the force-plate located near its geometric center. It was calculated in meters along the AP and ML axes according to

$$COP_{AP} = (-M_{ML} + F_{AP} * 0.0394) / F_V - 0.3 * 10^{-3} \quad \text{Equation 1}$$

$$COP_{ML} = (M_{AP} + F_{ML} * 0.0394) / F_V - 0.0 \quad \text{Equation 2}$$

The constants in equation 1 and 2 (zero, $-0.3 * 10^{-3}$, 0.0394) were given by the manufacturer and correspond to the x, y and z off-sets between the geometric center of the force plate and its origin.

Three moments obtained at the CoP were M_{AP} , M_{ML} and T_Z . T_Z is the free moment calculated from M_V and the two moments resulting from the AP and ML forces and COP positions taken at the origin of the force-plate.

$$T_Z = M_V + F_{AP} \cdot COP_{ML} - F_{ML} \cdot COP_{AP} \quad \text{Equation 3}$$

T_Z corresponds to M_V in two conditions, namely, when the COP lies over the origin of the force-plate but this seldom occurs during quiet standing balance and when there is no horizontal force but in this condition, M_V and T_Z would be zero.

From the CoP excursion, two postural dependent variables were calculated: CoP range and velocity to estimate the subject's balance stability¹⁸⁻¹⁹. A large CoP range or high velocity will suggest instability and a great demand coming from the neuromuscular system to avoid loss of balance. The third dependant variable was the T_z range which corresponds to the body rotational oscillation about the vertical axis at the CoP position.

For the four different conditions, the mean value of the three dependant variables was obtained from the five trials. CoP parameters (range and velocity) were analyzed using three factors analyses of variance (ANOVA) 2 (axis) x 2 (stance) x 2 (vision) with repeated measures on the last 3 factors to determine the contribution of stance (DLS vs SLS) and vision (V vs RV) and to verify if subjects behave differently along the ML and AP directions (stance). To determine the effect of the base of support and availability of vision on the range of the T_z , a two factors ANOVA (stance x vision) with repeated measures was used. When these tests were statistically significant ($p \leq 0.05$), post-hoc analyses were performed using Tukey.

To quantify the relation between the T_z and CoP displacements in ML and AP directions, R-Square coefficients (R^2) were calculated for each condition between the two CoP parameters and T_z range. A strong relation (high R^2) implies that the body vertical rotational oscillations are under the ankle and hip influence whereas a low R^2 value would indicate a postural control about the vertical axis.

3. Results

Figure 1 presents CoP range for the four experimental conditions. The analysis (Stance x Vision x Axes ANOVA with repeated measures on the three factors) showed main effects of Support, Vision and Axis [$F_{1,10} = 347.15$, $P < 0.001$; $F_{1,10} = 33.0$, $P < 0.001$ and $F_{1,10} = 36.44$, $P < 0.001$, respectively] and a significant interaction of Support by Vision [$F_{1,10} = 27.68$, $P < 0.001$]. Post-hoc analysis revealed that CoP range increase much more in SLS when vision is reduced compared to DLS. Besides, CoP range is larger for SLS than DLS whether vision is reduced or not [$P_s < 0.001$]. This result indicates that reduced vision increase CoP range by 33.72% and 4.2% in single limb support and double limb support, respectively. The other interactions were not significant [$P_s > 0.05$].

To determine the effect of stance and vision on balance stability, CoP velocity was computed for all experimental conditions (Figure 2). The analysis (Stance x Vision x Axes ANOVA with repeated measures on the three factors) revealed main effects of Stance [$F_{1,10} = 92.84$, $P < 0.001$] and Vision [$F_{1,10} = 42.84$, $P < 0.001$] and interactions of Stance by Vision [$F_{1,10} = 33.13$, $P < 0.001$] and Stance by Axis [$F_{1,10} = 40.22$, $P < 0.001$]. No main effect of Axis [$F_{1,10} = 2.59$, $P > 0.05$] and no Vision by Axis interaction were observed. Finally, the analysis revealed a Stance by Vision by Axis interaction [$F_{1,10} = 8.81$, $P < 0.05$]. The decomposition of this interaction demonstrated that in the CTR condition CoP velocity was similar for both axes ($P > 0.05$) but for SLS CoP speed is smaller for the AP compared to the ML axis ($P < 0.001$). Besides, in reduced vision, CoP speed for DLS is similar along both axes but it is much smaller along the AP axis in SLS compared to the ML axis ($P < 0.001$). Finally, CoP velocity is greater in SLS-RV than in SLS-V along both axes ($P_s < 0.001$).

T_z ranges for the four experimental conditions are presented in Figure 3. The analysis for T_z range (Stance x Vision ANOVA with repeated measures on both factors) demonstrated a main effect of stance condition [$F_{1,10}=40.65$, $P<0.001$]. In the SLS-V condition T_z range is about seven times (i.e., 6.92) greater than in the DLS-V while in the SLS-RV it was 10 times greater (i.e., 10.21) than in the DLS-RV condition. The ANOVA revealed neither a main effect of Vision [$F_{1,10}=2.81$, $P>0.05$] nor an interaction of Stance by Vision [$F_{1,10}=3.36$, $P>0.05$].

Table 1 displays the R^2 between T_z range and CoP parameters for each experimental condition. The global R^2 average between T_z range and CoP parameters is 0.45, which is relatively low. Nonetheless, by looking at the R^2 in function of conditions, the relationship between T_z range and CoP excursions during CTR and SLS-RV is higher by 20 to 30% than during DLS-RV and SLS-V. The stronger relation is found in SLS-RV condition between T_z range and CoP velocity: over 75% of T_z can be explained by CoP velocity.

4. Discussion

The first objective of this study was to test if the range of T_z varied when upright balance is challenged by standing on a single limb and by reducing vision. As the base of support is reduced (SLS versus DLS), it is likely that greater rotation around the vertical axis should be observed as CoP displacements along the AP and ML axes increase. Overall, the results demonstrated that reducing vision in DLS led to a significant increase for the CoP range and velocity but not for T_z range. Although they did not calculate T_z range, similar findings were also reported by O'Connell et al.²⁰ and Mirka and Black²¹ suggesting that reduced vision or absence of vision cause

greater body sway oscillations. As hypothesized, T_Z range is not affected by reduced vision in bipedal stance, rotational movements about the vertical axis appears to be controlled by strategy different from the translation one.

Several studies used single leg stance to assess postural steadiness in static position^{18,20,22-25}. In the present study, T_Z range and CoP displacements increased from DLS to SLS. With the exception of the T_Z range, these results are consistent with the literature^{20,26,27,28}. Inman and Mann²⁹ reported that in SLS the lower limb is submitted to a rotation about the vertical axis resulting from the subtalar joint which generates a lateral CoP displacement. To recover an appropriate CoP position, the same authors suggest that the body needs to create a rotation around the vertical axis but in the opposite way²⁹. Accordingly the increase in the T_Z range noticed in the present study during SLS-V could be related to a corresponding increase in the ML oscillations. At this point of the study, the relationship between CoP displacements along the ML axis and T_Z can not be confirmed. Standing in SLS with vision did not reveal the existence of any strategy controlling T_Z range.

To bring body sway oscillation to its paroxysm, participants stood in SLS with reduced vision. Le Clair and Riach¹⁹ reported that visual contribution to postural control is more important when subjects keep their balance on one-leg stance. Many studies noticed a significant decrease of stability when shutting the eyes in SLS^{20,22}, which is greater than in DLS³⁰. Similar results were found for CoP range and velocity. In contrast to CoP parameters, T_Z range mean value remained the same from the SLS-V to the SLS-RV conditions. Since translation strategy is more evident during the SLS-RV condition, the absence of difference for the T_Z range between

SLS-V and SLS-RV conditions suggests a torque controlling strategy about the vertical axis.

The second objective of this study was to determine if T_Z range was related to ML and AP oscillations. A strong relation could mean that T_Z range is under the influence of the ankle and hip strategy whereas a low R^2 value would indicate that another balance mechanisms control whole body rotation around the vertical axis. During the CTR, the DLS-RV and SLS-V conditions, T_Z range was partially related to the CoP range and velocity parameters (mean $R^2 = 0.56, 0.30$ and 0.30 , respectively). These low relationships can be explained by the fact that a torque can be acting about the vertical axis without necessarily affecting the CoP position⁹. Interestingly, the R^2 mean value in the ML and AP directions between T_Z range and CoP velocity during SLS-RV condition was to 0.79 ($R^2 = 0.76$ and 0.81 along ML and AP axis, respectively). It is hypothesized that the neuromuscular demand needed to control CoP velocity in the AP and ML directions was associated with the vertical rotation of the body. A plausible explanation can be that body oscillations presented along a given axis (AP or ML) was compensated in the other axis via vertical torque induced at the CoP. On SLS-RV, body sway would be controlled, not by a translation strategy (ankle and hip), but by a mixed one involving lateral and forward/backward movements as well as rotation around the vertical axis.

In conclusion, T_Z range increased only when upright balance is challenged by standing on a single limb: reducing visual inputs does not cause greater T_Z range. Since T_Z range does not appear to be related to AP and ML displacements with the exception of the single leg stance when vision is reduced, it is thought that a

rotational strategy takes place. During single leg stance condition, a mixed postural strategy could intervene to control lateral and forward/backward displacements and body vertical rotation.

Acknowledgments

The authors wish to express their gratitude to Magali Leblanc and Armande Zanplus for their technical assistance. This work was funded in part by the Natural Sciences and Engineering Research Council of Canada.

References

1. McCollum G, Leen TK. Form and exploration of mechanical stability limits in erect stance. *J Mot Behav* 1989 ; 21: 225-44
2. Winter DA, Prince F, Frank JS, Powell C, Zabjek KF. Unified theory regarding A/P and M/L balance in quiet stance. *J Neurophysiol* 1996; 75: 2334-2343
3. Winter DA, Prince F, Stergiou P, Powell C. Medial-lateral and anterior-posterior motor responses associated with centre of pressure changes in quiet standing. *Neurosci Res Commun* 1993; 12: 141-148
4. Caron O, Faure B, Breniere Y. Estimating the centre of gravity of the body on the basis of the centre of pressure in standing posture. *J Biomech* 1997; 30: 1169-1171
5. Murray MP, Seireg AA, Sepic SB. Normal postural stability and steadiness: quantitative assessment. *J Bone Joint Surg Am* 1975 ; 57: 510-516
6. Geursen JB, Altena D, Massen CH, Verduin M. A model of the standing man for the description of his dynamic behaviour. *Agressologie* 1976; 17 SPECNO: 63-69

7. Holden JP, Cavanagh PR. The free moment of ground reaction in distance running and its changes with pronation. *J Biomech* 1991; 24: 887-897
8. Inman VT, Ralston HJ, Todd F. *Human Walking*. Baltimore: Williams & Wilkins, 1981
9. Bleuse S, Cassim F, Blatt JL, Defebvre L, Derambure P, Guieu JD. Vertical torque allows recording of anticipatory postural adjustments associated with slow, arm-raising movements. *Clin Biomech* 2005; 20: 693-699
10. Bleuse S, Cassim F, Blatt JL, Defebvre L, Guieu JD. Anticipatory postural adjustments associated with arm flexion: interest of vertical torque. *Neurophysiol Clin* 2002; 32: 352-360
11. Shiratori T, Aruin AS. Anticipatory postural adjustments associated with rotational perturbations while standing on fixed and free-rotating supports. *Clin Neurophysiol* 2004; 115: 797-806
12. Kramers-de Quervain IA, Muller R, Stacoff A, Grob D, Stussi E. Gait analysis in patients with idiopathic scoliosis. *Eur Spine J* 2004; 13: 449-456
13. Milner CE, Davis IS, Hamill J. Free moment as a predictor of tibial stress fracture in distance runners. *J Biomech* 2005; [Epub ahead of print]
14. McIlroy WE, Maki BE. Preferred placement of the feet during quiet stance: development of a standardized foot placement for balance testing. *Clin Biomech* 1997; 12: 66-70
15. Sadeghi H, Allard P, Duhaime D. Functional gait asymmetry in able-bodied subjects. *Hum Mov Sci* 1997; 16: 243-258
16. Tropp H, Odenrick P, Ekstrand J. Factor affecting stabilometry recordings of single limb stance. *Am J Sports Med* 1984; 12: 185-188

17. Gribbel PA, Hertel J. Effect of Lower-Extremity Muscle Fatigue on Postural Control. *Arch Phys Med Rehab* 2004; 85: 589-592
18. King DL, Zatsiorsky VM. Periods of extreme ankle displacement during one-legged standing. *Gait Posture* 2002 ; 15: 172-179
19. Le Clair K, Riach C. Postural stability measures: what to measure and for how long. *Clin Biomech* 1996; 11: 176-178
20. O'Connell M, George K, Stock D. Postural sway and balance testing: a comparison of normal and anterior cruciate ligament deficient knees. *Gait Posture* 1998; 8: 136-142
21. Mirka A, Black FO. Clinical application of dynamic posturography for evaluating sensory integration and vestibular dysfunction. *Neurol Clin* 1990; 8: 351-359
22. Cote KP, Brunet ME, Gansneder BM, Shultz SJ. Effects of Pronated and Supinated Foot Postures on Static and Dynamic Postural Stability. *J Athl Train* 2005; 40: 41-46
23. Hoffman M, Payne VG. The effects of proprioceptive ankle disk training on healthy subjects. *J Orthop Sports Phys Ther* 1995; 21: 90-93
24. Jonsson E, Seiger A, Hirschfel H. One-leg stance in healthy young and elderly adults: a measure of postural steadiness? *Clin Biomech* 2004; 19: 688-694
25. Mak MK, Ng PL. Mediolateral sway in single-leg stance is the best discriminator of balance performance for Tai-Chi practitioners. *Arch Phys Med Rehabil* 2003; 84: 683-686
26. Hasan SS, Lichenstein MJ, Shiavi RG. Effect of loss of balance on biomechanics platform measures of postural sway: influence of stance and a method for adjustment. *J Biomech* 1990; 23: 783-789

27. Onambele GL, Narici MV, Maganaris CN. Calf muscle-tendon properties and postural balance in old age. *J Appl Physiol* 2006; 100: 2048-56
28. Tropp H, Odenrick P. Postural control in single-limb stance. *J Orthop Res* 1988; 6: 833-839
29. Inman VT, Mann RA. *Surgery of the Foot and Ankle*. St-Louis: CV Mosby, 1978
30. Verhagen E, Bobbert M, Inklaar M, van Kalken M, van der Beek A, Bouter L, van Mechelen W. The effect of a balance training programme on centre of pressure excursion in one-leg stance. *Clin Biomech* 2005; 20: 1094-100

Table 1: Determination coefficient (R^2) between T_z range and CoP parameters in ML and AP directions during the four experimental conditions.

	CTR	DLS-RV	SLS-V	SLS-RV
CoP range (mm)				
ML	0.69	0.44	0.37	0.32
AP	0.38	0.21	0.40	0.66
CoP velocity (mm/s)				
ML	0.62	0.40	0.23	0.76
AP	0.56	0.16	0.18	0.81
Mean	0.56	0.30	0.30	0.64

List of figures

Figure 1: CoP ranges for each experimental condition in medio-lateral (white) and in antero-posterior (black) axis. In order, double legs stance with normal vision (CTR), double legs stance with reduced vision (DLS-RV), single leg stance with normal vision (SLS-V) and single leg stance with reduced vision (SLS-RV). Standard deviation bars represent 95% confidence interval.

Figure 2: CoP velocity for each experimental condition in medio-lateral (white) and in antero-posterior (black) axis. In order, double legs stance with normal vision (CTR), two legs stance with reduced vision (DLS-RV), single leg stance with normal vision (SLS-V) and single leg stance with reduced vision (SLS-RV). Error bars represent 95% confidence interval.

Figure 3: T_z ranges in double legs stance with normal vision (CTR), two legs stance with reduced vision (DLS-RV), single leg stance with normal vision (SLS-V) and single leg stance with reduced vision (SLS-RV) conditions. Standard deviation bars represent 95% confidence interval.

Figure 1

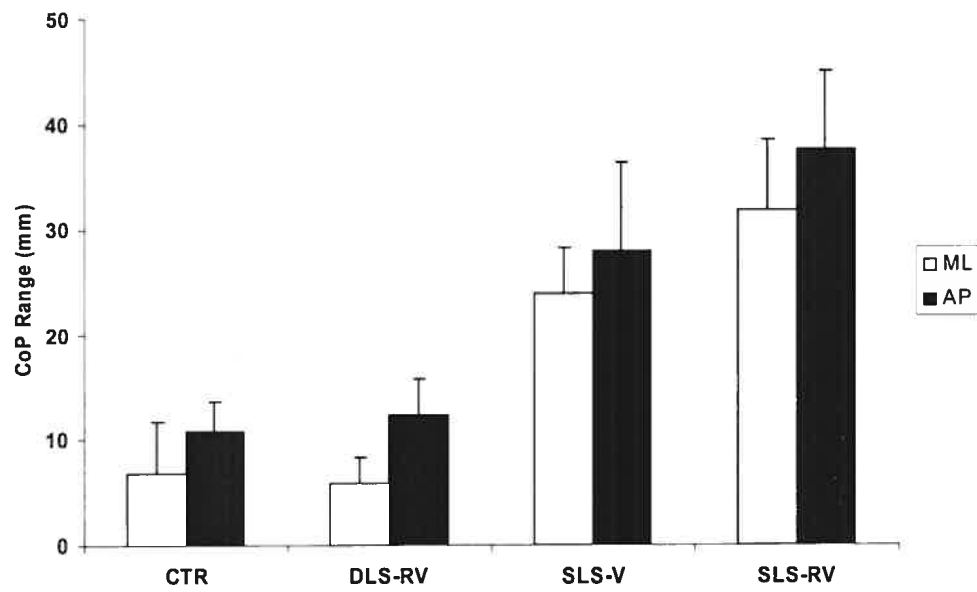


Figure 2

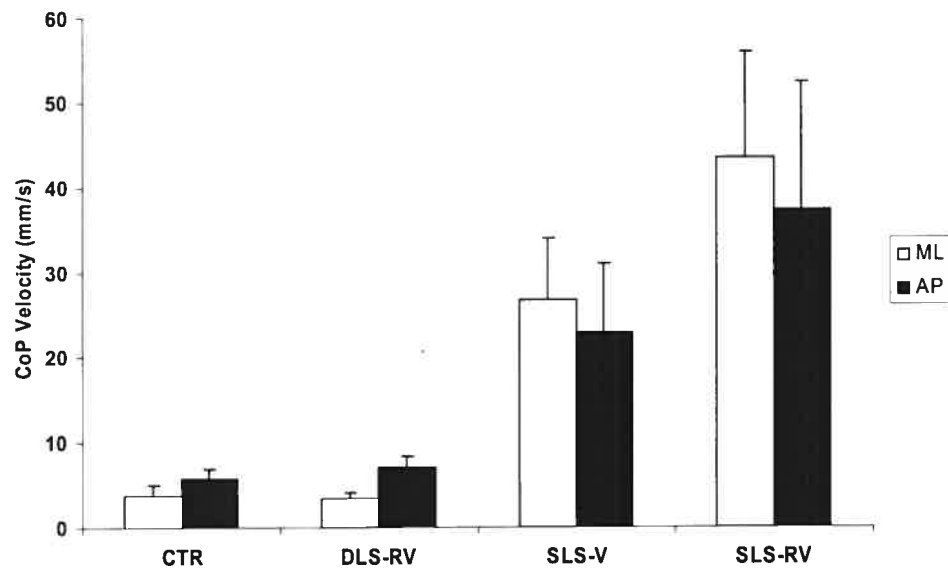
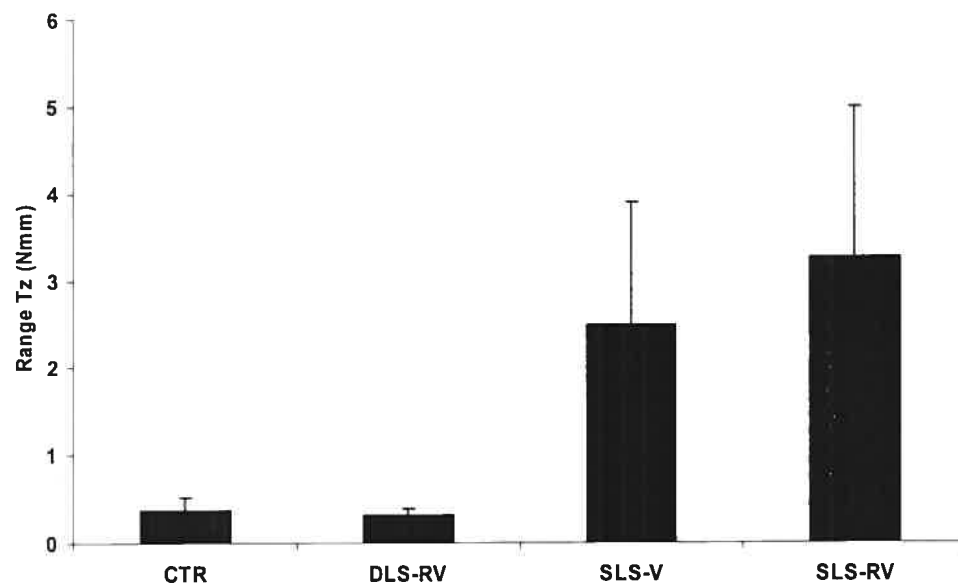


Figure 3



CHAPITRE 5: DISCUSSION

Ce chapitre aborde les effets des différentes conditions sur la variabilité du T_z . Ensuite, les limites de l'étude sont présentées. Finalement, des idées pour de futures recherches qui permettront de déterminer les mécanismes posturaux impliqués dans la stratégie posturale autour de l'axe vertical seront exposées.

5.1 Effet de réduction de la vision lors du double support

Le premier objectif de l'étude est de tester si l'amplitude du T_z est modifiée lorsque la position debout est perturbée en fonction de la vision et de l'appui. En ce qui a trait aux effets de la réduction de la vision, le passage de la condition CTR à celle DS-RV augmente de manière significative l'étendue et la vitesse du CoP en AP et en ML. Des résultats similaires sont rapportés par O'Connell et al. (1998) de même que par Mirka et Black (1990). L'information visuelle contribue donc au contrôle des oscillations horizontales et ce autant en ML qu'en AP.

De son côté, l'amplitude du T_z n'est pas affectée par la réduction de la vision en station bipodale. Les mouvements de rotation autour de l'axe vertical semblent être gérés par une stratégie se basant sur des informations autres que visuelles. Ainsi, une condition avec vision réduite permet de montrer qu'une stratégie posturale différente de celle de type translatrice prend place autour de l'axe vertical.

5.2 Effet du simple support avec vision

Plusieurs études ont employé la condition de SS pour évaluer la stabilité posturale en position statique (Cote et al., 2005; Hoffman et Payne, 1995; Jonnson et al., 2004; King et Zatsiorsky, 2002; Mak et Ng, 2003; O'Connell et al., 1998). Cette condition réduit la largeur de la base de support ce qui perturbe l'équilibre. En SS-V, on remarque que les étendues du T_z et du CoP sont de 3 à 7 fois plus élevées qu'en condition CTR. Nos résultats, qui sont comparables à ceux de la littérature pour l'étendue du CoP (Hasan et al., 1990; O'Connell et al. 1998 ; Onambele et al. 2006; Tropp and Odenrick, 1988), mettent en évidence l'évolution de l'étendue du T_z lors de SS.

Inman et Mann (1978) rapportent qu'en SS, le membre inférieur servant d'appui est soumis à une rotation autour de l'axe vertical, qui provient de l'articulation sous-astragaliennne, provoquant du même coup des oscillations en ML. Pour retrouver une position du CoP appropriée, ces mêmes auteurs suggèrent que le corps doit créer une rotation autour de l'axe vertical dans le sens opposé. Jusqu'à maintenant, ces affirmations ne sont qu'hypothèses puisqu'elles n'ont jamais été démontrées. Si elles s'avéraient vraies, les augmentations des étendues du T_z et du CoP en ML retrouvées dans la présente étude seraient alors intimement reliées. Ainsi la stratégie de translation contrôlant les oscillations ML, soit celle des hanches, régirait aussi le T_z en position de SS. À ce moment-ci dans l'étude, nos résultats ne confirment pas la théorie d'Inman et Mann (1978) et n'indiquent pas non plus la présence d'une stratégie posturale différente de celle de type translatore en station unipodale.

5.3 Effet de la réduction de la vision et de la base de support

Dans le but d'augmenter les oscillations corporelles jusqu'à leur paroxysme, la réduction de la vision est ajoutée au SS. Le Clair et Riach (1996) ont remarqué que la contribution de la vision au contrôle postural est plus importante lorsque les sujets maintenaient leur équilibre sur SS. D'ailleurs, plusieurs études ont rapporté des diminutions de la stabilité avec les yeux fermés en conditions de SS (Cote et al., 2005; O'Connell et al. 1998; Verhagen et al., 2005). Des résultats similaires sont obtenus dans cette étude pour l'étendue et la vitesse du CoP.

Les paramètres du CoP semblent indiquer que des ajustements posturaux s'effectuent dans le plan horizontal suite à la réduction de la vision en station unipodale. On pourrait croire qu'un comportement identique se manifeste aussi en rotation. Pourtant, cette étude montre que l'étendue du T_z est peu affectée par la réduction de la vision que ce soit support simple ou double. Nos résultats dénotent l'absence de la contribution de la vision en SS sur l'amplitude du T_z , mais aussi l'existence d'une stratégie de rotation complémentaire à celles de type translatore. En effet, les stratégies contrôlant le CoP en AP et ML n'ont aucun impact sur le T_z puisqu'elles ne modifient aucunement sa variabilité. Autrement dit, si le T_z était simplement une variable mécanique reflétant les déplacements en AP et ML du CoP, l'étendue du T_z aurait elle aussi augmenté face à la condition SS-RV. Il est postulé que le T_z soit une variable de contrôle. Ainsi, il est concevable de penser qu'une stratégie posturale contrôle les oscillations autour de l'axe vertical.

5.4 Relations entre le moment libre et le centre de pression

Le deuxième objectif de l'étude est de déterminer si la variabilité du T_z dépend des oscillations du CoP selon les quatre conditions expérimentales. Une forte relation signifierait que les oscillations autour de l'axe vertical sont sous le contrôle de stratégies translatoires tandis qu'une faible relation marque la présence d'une stratégie en rotation autour de l'axe vertical. En condition de CTR, de DS-RV et de SS-V, l'étendue du T_z est partiellement corrélée à l'étendue et à la vitesse du CoP. Il est proposé que le moment agissant autour de l'axe vertical soit indépendant de la position du CoP ou qu'inversement, les déplacements du CoP ne jouent pas sur la variabilité du moment libre.

La valeur moyenne du R^2 pour la condition SS-RV en directions AP et ML entre l'étendue du T_z et la vitesse du CoP est de 0.79, ce qui est relativement élevée. La demande neuromusculaire associée à la vitesse du CoP en AP et ML est donc reliée à la rotation verticale du corps. Une explication plausible de ce résultat réside dans l'idée que les oscillations présentes autour d'un axe donné du plan horizontal (sagittal ou transverse) sont réorientées dans un autre axe du plan horizontal via la participation du T_z . En d'autres mots, si une situation perturbante menait à des déplacements majeurs du CoP en AP, le T_z redirigerait ces oscillations en direction ML. Le T_z aurait alors un rôle dans le contrôle postural en station orthostatique.

Maintenant, si nous revenons à la théorie d'Inman et Mann (1978) selon laquelle le développement du T_z est principalement relié aux oscillations latérales du corps, il est désormais possible avec cette étude d'infirmes leurs hypothèses. Nos résultats montrent qu'en SS le moment libre est non pas sous l'unique contrôle des

mouvements en ML, mais qu'au contraire, il interagit aussi avec les mouvements développés en AP. Ainsi, lors de condition SS-RV, les oscillations du corps seraient contrôlées, non pas par une stratégie de translation, mais par une stratégie mixte qui intégrerait des mouvements latéraux et avant/arrière en plus des oscillations autour de l'axe vertical.

5.5 Limites de l'étude

Une limite de l'étude pourrait résider dans le fait que les conditions expérimentales soient peu ou trop exigeantes pour déterminer leur effet sur le T_z . Il est vrai que la condition témoin sur double support avec vision amène des contraintes biomécaniques qui limitent les mouvements de rotation autour de l'axe vertical et ainsi minimisent l'effet du moment libre sur l'équilibre. À l'opposé, la condition sur support simple avec vision réduite perturbe excessivement l'équilibre des sujets. Ainsi, le T_z est possiblement masqué par le fait que la stabilité est trop précaire. Possiblement que d'autres conditions affectant modérément l'équilibre auraient été plus adéquates. Malgré tout, dans la présente étude nous avons été capable de mettre en évidence une stratégie autour de l'axe vertical, montrant que le choix des conditions utilisées est tout de même approprié.

Certains pourraient penser que l'étude des oscillations posturales autour de l'axe vertical aurait mieux été réalisée par une analyse cinématique. Grâce à un système de caméras à haute précision, il aurait été ainsi possible de déterminer les compensations posturales segmentaires autour de l'axe vertical en plus des déplacements du CoM grâce à des marqueurs placés sur des repères anatomiques. L'étude parallèle des données cinématiques et des paramètres cinétiques aurait peut-

être permis de confirmer ou d'infirmer les hypothèses émises lors de la discussion. Pourtant, comme nous l'avons mentionné, la station orthostatique sur double support permet un minimum d'oscillations dans l'axe vertical. D'ailleurs, il est fort possible que celles-ci n'auraient pas pu être perçues par un système de caméras. Une position de simple support aurait elle aussi pu créer des problèmes d'interprétation : des mouvements de flexion du tronc intervenant pour la stabilisation du corps aurait fait en sorte que la position du marqueur représentant le CoM perde sa validité. C'est pour cette raison que nous croyons que l'analyse cinétique est la façon la plus efficace d'étudier les oscillations verticales du corps.

5.6 Recherches futures

Suite à ce travail, il serait de mise d'identifier les mécanismes du contrôle postural entourant la stratégie posturale autour de l'axe vertical lors de position quasi-statique. Ceci pourrait être réalisé dans une étude de la variabilité du T_z chez des sujets atteints de diverses pathologies. En effet, il est connu que la maladie de Parkinson et l'ostéoporose entraînent une perte de stabilité chez les patients (Baratto et al., 2002), la première due à un problème d'origine neurologique et la deuxième causée par des changements musculosquelettiques. En utilisant deux populations se complétant ainsi, il serait possible, en comparant leurs oscillations autour de l'axe vertical à celles d'un groupe témoin, de déterminer si les mécanismes du contrôle postural entourant la stratégie de rotation dépendent du système nerveux central ou périphérique.

Lors d'éventuelles recherches, il serait important de confirmer l'hypothèse amenée par cette étude concernant l'emploi d'une stratégie posturale mixte. Une façon de

déterminer si le T_Z a réellement pour fonction de rediriger les oscillations corporelles dans un axe lors de situations très perturbantes serait d'utiliser des perturbations externes. En perturbant les sujets par une poussée dirigée vers l'avant, il devient possible d'établir des liens temporels entre le T_Z et les déplacements du CoP. En ce sens, si l'atteinte de la valeur maximale du T_Z survient au moment où le CoP en AP est le plus éloigné de sa position normale et que suite à cela des déplacements plus importants sont retrouvés dans l'axe ML, nous saurons que le T_Z a bel et bien une fonction dans le maintien de l'équilibre.

CHAPITRE 6 : CONCLUSION

La majorité des études dans le domaine du contrôle postural ont élaboré des stratégies dans le but d'élucider les actions du corps responsables du maintien de l'équilibre. Ces modèles se sont surtout intéressés aux oscillations corporelles présentes dans les axes transverse (Nashner, 1977 et 1979; Horak and Nashner, 1978; Winter et al., 1996) et sagittal (Day et al., 1993, Winter et al., 1996).

Le premier objectif de cette étude est de tester l'amplitude du T_z lorsque la position debout est perturbée par la réduction de la vision et de l'appui. Selon les résultats obtenus, l'amplitude du T_z est amplifiée seulement lorsque l'équilibre posturale est perturbé par un support unipodal. Contrairement au centre de pression, le moment libre n'est pas affecté par la réduction des afférences visuelles.

Le deuxième objectif de l'étude se rapporte à déterminer si l'amplitude du T_z dépend ou non des oscillations du CoP. À l'exception de la condition de simple support avec vision réduite, l'étendue du T_z ne semble pas être reliée aux oscillations du CoP indiquant ainsi la présence d'une stratégie posturale autour de l'axe vertical. Quant à la condition de simple support avec vision réduite, une stratégie posturale mixte interviendrait possiblement dans le contrôle des oscillations antéro-postérieures, médio-latérales et verticales du corps. Cette étude est la première à noter l'existence d'une stratégie posturale propre à l'axe vertical.

RÉFÉRENCES

Baratto L, Morasso PG, Re C et Spada G, A new look at posturographic analysis in the clinical context: sway-density versus other parameterization techniques, *Motor Control*, 6: 246-70, 2002

Bleuse S, Cassim F, Blatt JL, Defebvre L, Derambure P et Guieu JD, Vertical torque allows recording of anticipatory postural adjustments associated with slow, arm-raising movements, *Clin Biomech.*, 20: 693-699, 2005

Bleuse S, Cassim F, Blatt JL, Defebvre L et Guieu JD, Anticipatory postural adjustments associated with arm flexion: interest of vertical torque, *Neurophysiol Clin.*, 32: 352-360, 2002

Bouisset S et Zattara M, Biomechanical study of the programming of anticipatory postural adjustments associated with voluntary movement, *J Biomech.*, 20: 735-42, 1987

Brenière Y, Why we walk the way we do, *J Mot Behav.*, 28: 291-298, 1996

Caron O, Faure B et Brenière Y, Estimating the centre of gravity of the body on the basis of the centre of pressure in standing posture, *J Biomech.*, 30: 1169-1171, 1997

Casadio M, Morasso PG et Sanguineti V, Direct measurement of ankle stiffness during quiet standing: implications for control modelling and clinical application, *Gait Posture*, 21: 410-424, 2005

Chen PQ, Wang JL, Tsuang YH, Liao TL, Huang PI et Hang YS, The postural stability control and gait pattern of idiopathic scoliosis adolescents, *Clin Biomech.*, 13: S52-S58, 1998

Cote KP, Brunet ME, Gansneder BM et Shultz SJ, Effects of Pronated and Supinated Foot Postures on Static and Dynamic Postural Stability, *J Athl Train.*, 40: 41-46, 2005

Day BL, Steiger MJ, Thompson PD et Marsden CD, Effect of vision and stance width on human body motion when standing: implications for afferent control of lateral sway, *J Physiol.*, 469: 479-499, 1993

Dempster P et Aitkens S, A new air displacement method for the determination of human body composition, *Med Sci Sports Exerc.*, 27: 1692-1697, 1995

Farenc I, Rougier P et Berger L, The influence of gender and body characteristics on upright stance, *Ann Hum Biol.*, 30: 279-294, 2003

Ferdjallah M, Harris GF, Smith P et Wertsch JJ, Analysis of postural control synergies during quiet standing in healthy children and children with cerebral palsy, *Clin Biomech.*, 17: 203-210, 2002

Gatev P, Thomas S, Kepple T et Hallett M, Feedforward ankle strategy of balance during quiet stance in adults, *J Physiol.*, 514: 915-928, 1999

Geursen JB, Altena D, Massen CH, Verduin M, A model of the standing man for the description of his dynamic behaviour, *Agressologie*; 17 SPECNO: 63-69, 1976

Gribbel PA et Hertel J, Effect of Lower-Extremity Muscle Fatigue on Postural Control, *Arch Phys Med Rehab.*, 85: 589-592, 2004

Hageman PA, Leibowitz JM et Blanke D, Age and gender effects on postural control measures, *Arch Phys Med Rehabil.*, 76: 961-965, 1995

Hasan SS, Lichenstein MJ et Shiavi RG, Effect of loss of balance on biomechanics platform measures of postural sway: influence of stance and a method for adjustment, *J Biomech.*, 23: 783-789, 1990

Hof AL. In vivo measurement of the series elasticity release curve of human triceps surae muscle, *J Biomech.*, 31: 793-800, 1998

Hoffman M et Payne VG, The effects of proprioceptive ankle disk training on healthy subjects, *J Orthop Sports Phys Ther.*, 21: 90-93, 1995

Holden JP and Cavanagh PR, The free moment of ground reaction in distance running and its changes with pronation, *J Biomech.*, 24: 887-897, 1991

Horak FB et Nashner LM, Central programming of postural movements: adaptation to altered support-surface configurations, *J Neurophysiol.*, 55: 1369-1381, 1986

- Inman VT et Mann RA. *Surgery of the Foot and Ankle*. St-Louis: CV Mosby, 1978
- Inman VT, Ralston HJ et Todd F, *Human Walking*, Baltimore: Williams & Wilkins, 1981
- Jonsson E, Seiger A et Hirschfel H, One-leg stance in healthy young and elderly adults: a measure of postural steadiness? *Clin Biomech.*, 19: 688-694, 2004
- Kavounoudias A, Roll R et Roll JP, The plantar sole is a 'dynamometric map' for human balance control, *Neuroreport.*, 9: 3247-3252, 1998
- King DL et Zatsiorsky VM, Periods of extreme ankle displacement during one-legged standing, *Gait Posture*, 15: 172-179, 2002
- Kramers-de Quervain IA, Muller R, Stacoff A, Grob D et Stussi E, Gait analysis in patients with idiopathic scoliosis, *Eur Spine J.*, 13: 449-456, 2004
- Lajoie Y, Teasdale N, Bard C et Fleury M, Attentional demands for static and dynamic equilibrium, *Exp Brain Res.*, 97: 139-144, 1993
- Le Clair K et Riach C, Postural stability measures: what to measure and for how long, *Clin Biomech.*, 11: 176-178, 1996
- Loram ID et Lakie M, Direct measurement of human ankle stiffness during quiet standing: the intrinsic mechanical stiffness is insufficient for stability, *J Physiol.*, 545: 1041-1053, 2002
- Mak MK et Ng PL, Mediolateral sway in single-leg stance is the best discriminator of balance performance for Tai-Chi practitioners, *Arch Phys Med Rehabil.*, 84: 683-686, 2003
- Maki BE, Holliday PJ et Topper AK, A prospective study of postural balance and risk of falling in an ambulatory and independent elderly population, *J Gerontol.*, 49: M72-84, 1994
- Massion J, Postural control system, *Curr Opin Neurobiol.*, 4: 877-887, 1994

McCollum G et Leen TK, Organization of rapid responses to postural and locomotor-like perturbations of standing man, *Exp Brain Res.*, 36: 463-476, 1989

McIlroy WE et Maki BE, Preferred placement of the feet during quiet stance: development of a standardized foot placement for balance testing, *Clin Biomech.*, 12: 66-70, 1997

Milner CE, Davis IS et Hamill J, Free moment as a predictor of tibial stress fracture in distance runners, *J Biomech.*, Sous presse, 2005

Mirka A et Black FO, Clinical application of dynamic posturography for evaluating sensory integration and vestibular dysfunction. *Neurol Clin.*, 8: 351-359, 1990

Morasso PG et Sanguineti V, Ankle muscle stiffness alone cannot stabilize balance during quiet standing. *J Neurophysiol.*, 88: 2157-2162, 2002

Morasso PG et Schieppati M, Can muscle stiffness alone stabilize upright standing? *J Neurophysiol.*, 82: 1622-1626, 1999

Morasso PG, Spada G et Capra R, Computing the COM from the COP in postural sway movements, *Hum Mov Sci.*, 18: 759-767, 1999

Murray MP, Seireg AA et Sepic SB, Normal postural stability and steadiness: quantitative assessment, *J Bone Joint Surg Am.*, 57: 510-516, 1975

Nashner LM, Fixed patterns of rapid postural responses among leg muscles during stance, *Exp Brain Res.*, 30: 13-24, 1977

Nashner LM, Woollacott M et Tuma G, Organization of rapid responses to postural and locomotor-like perturbations of standing man, *Exp Brain Res.*, 36: 463-476, 1979

O'Connell M, George K et Stock D, Postural sway and balance testing: a comparison of normal and anterior cruciate ligament deficient knees, *Gait Posture*, 8: 136-142, 1998

Onambele GL, Narici MV et Maganaris CN, Calf muscle-tendon properties and postural balance in old age, *J Appl Physiol.*, 100: 2048-2056, 2006

Sadeghi H, Allard P et Duhaime D, Functional gait asymmetry in able-bodied subjects, *Hum Mov Sci.*, 16: 243-258, 1997

Shiratori T et Aruin AS, Anticipatory postural adjustments associated with rotational perturbations while standing on fixed and free-rotating supports, *Clin Neurophysiol.*, 115: 797-806, 2004

Shumway-Cook A et Horak FB, Assessing the influence of sensory interaction of balance. Suggestion from the field, *Phys Ther.*, 66: 1548-1550, 1986

Simoneau M, Richer N, Mercier P, Allard P et Teasdale N, Sensory deprivation and balance control in idiopathic scoliosis adolescent, *Exp Brain Res.*, 170: 576-582, 2006

Spector FC, Karlin JM, DeValentine S, Scurran BL et Silvani SL, Spiral fracture of the distal tibia: an unusual stress fracture, *J Foot Surg.*, 22: 358-361, 1983

Teasdale N et Simoneau M, Attentional demands for postural control: the effects of aging and sensory reintegration, *Gait Posture*, 14: 203-210, 2001

Tropp H et Odenrick P, Postural control in single-limb stance, *J Orthop Res.*, 6: 833-839, 1988

Tropp H, Ekstrand J et Gillquist J, Factors affecting stabilometry recordings of single limb stance, *Am J Sports Med.*, 12: 185-188, 1984

Verhagen E, Bobbert M, Inklaar M, van Kalken M, van der Beek A, Bouter L et van Mechelen W, The effect of a balance training programme on centre of pressure excursion in one-leg stance, *Clin Biomech.*, 20: 1094-1100, 2005

Winter DA, *Biomechanics and motor control of human movement*, New York: Wiley, 1990

Winter DA, Patla AE, Prince F, Ishac M et Gielo-Perczak K, Stiffness control of balance in quiet standing, *J Neurophysiol.*, 80: 1211-1221, 1998

Winter DA, Prince F, Frank JS, Powell C et Zabjek KF, Unified theory regarding A/P and M/L balance in quiet stance, *J Neurophysiol.*, 75: 2334-2343, 1996

Winter DA, Prince F, Stergiou P et Powell C, Medial-lateral and anterior-posterior motor responses associated with centre of pressure changes in quiet standing, *Neurosci Res Commun.*, 12: 141-148, 1993

Wu G et Chiang JH, The significance of somatosensory stimulations to the human foot in the control of postural reflexes, *Exp Brain Res.*, 114: 163-169, 1997

ACCORD DES COAUTEURS DE L'ARTICLE

1. Identification de l'étudiante et du programme

Marlène Beaulieu

2-352-1-0, Sciences de l'activité physique, biomécanique

2. Description de l'article

Auteurs : Marlène Beaulieu, Paul Allard, Martin Simoneau, Fuad Ahmad Hazime et Charles-Hilaire Rivard

Titre : Postural strategy about the vertical axis for single and double leg upright stance

Revue : Article en phase de préparation finale; sera soumis au Gait & Posture

3. Déclaration des coauteurs

À titre de coauteur de l'article identifié ci-dessus, je suis d'accord pour que Marlène Beaulieu incluse dans son mémoire de maîtrise qui a pour titre « Stratégie posturale autour de l'axe vertical en station orthostatique lors de simple et double support ».

<u>Paul Allard</u>		<u>6 juillet 06</u>
Paul Allard	Signature	Date

<u>Martin Simoneau</u>		_____
Martin Simoneau	Signature	Date

<u>Fuad A. Hazime</u>		<u>6 juillet 06</u>
Fuad A. Hazime	Signature	Date

<u>Charles-Hilaire Rivard</u>		_____
Charles-Hilaire Rivard	Signature	Date

ACCORD DES COAUTEURS DE L'ARTICLE

1. Identification de l'étudiante et du programme

Marlène Beaulieu

2-352-1-0, Sciences de l'activité physique, biomécanique

2. Description de l'article

Auteurs : Marlène Beaulieu, Paul Allard, Fuad Ahmad Hazime, Martin Simoneau, Charles-Hilaire Rivard

Titre : Postural strategy about the vertical axis for single and double leg upright stance

Revue: article en phase finale de preparation, sera soumis au Gait and Posture

3. Déclaration des coauteurs

À titre de coauteur de l'article identifié ci-dessus, je suis d'accord pour que Marlène Beaulieu inclue cet article dans son mémoire de maîtrise qui a pour titre « Stratégie posturale autour de l'axe vertical en station orthostatique lors de simple et double support ».

Paul Allard Signature Date

Fuad A. Hazime Signature Date

MARTIN SIMONEAU [Redacted Signature] 22/06/06 Date
Martin Simoneau

Charles-Hilaire Rivard Signature Date

ACCORD DES COAUTEURS DE L'ARTICLE

1. Identification de l'étudiante et du programme

Marlène Beaulieu

2-352-1-0, Sciences de l'activité physique, biomécanique

2. Description de l'article

Auteurs : Marlène Beaulieu, Paul Allard, Martin Simoneau, Fuad Ahmad Hazime et Charles-Hilaire Rivard

Titre : Postural strategy about the vertical axis for single and double leg upright stance

Revue : Article en phase de préparation finale; sera soumis au Gait & Posture

3. Déclaration des coauteurs

À titre de coauteur de l'article identifié ci-dessus, je suis d'accord pour que Marlène Beaulieu incluse dans son mémoire de maîtrise qui a pour titre « Stratégie posturale autour de l'axe vertical en station orthostatique lors de simple et double support ».

Paul Allard Signature Date

Martin Simoneau Signature Date

Fuad A. Hazime Signature Date

Cha [Redacted Signature] 6/7/06 Date

