

Effet de l'immobilisation du centre de masse sur le déplacement du centre de pression en
simple et double-tâche

Lucas Michaud

Thèse soumise à l'Université d'Ottawa
dans le cadre des exigences du programme de
Maîtrise ès sciences en sciences de l'activité physique

École des sciences de l'activité physique

Faculté des sciences de la santé

Université d'Ottawa

Résumé

En 2010, Carpenter et al. (2010) ont démontré qu'immobiliser le centre de masse (CdM) d'une personne se tenant debout provoquait une augmentation du déplacement du centre de pression (CdP). Ces résultats venaient à l'encontre de la compréhension générale du contrôle postural qui suggère que le CdP est déplacé dans le but de corriger la position du corps face aux différentes forces déstabilisantes. Les chercheurs ont alors proposé que ce changement de comportement indiquait la présence d'une composante exploratoire au sein du contrôle postural. Ainsi, l'objectif principal de cette thèse est de déterminer, à l'aide d'un paradigme de double tâche, si le déplacement du CdP observé lors de l'immobilisation du CdM est bel et bien d'origine automatique ou si, au contraire, il s'agit d'un comportement volontaire. En second lieu, cette thèse permettra aussi d'observer l'effet de l'immobilisation du CdM sur différentes variables traditionnelles et dynamiques du CdP. Seize jeunes adultes ont été soumis à un protocole expérimental qui consistait à se tenir debout lors d'essais comprenant une phase « non immobilisée » suivie d'une phase « immobilisée ». Les essais étaient effectués d'une manière à réaliser quatre fois chaque phase en simple et double tâche. Les résultats ont montré que le CdP était déplacé à une fréquence et une vitesse plus basse lors de l'immobilisation du CdM, mais aucun changement dans sa variabilité, sa magnitude et sa régularité n'a été observé. La présence d'un mouvement du CdP lors de l'immobilisation suggère tout de même un possible comportement exploratoire au sein de l'oscillation posturale. Le manque d'effet de la double tâche lors de l'immobilisation suggérerait que le CdP était déjà contrôlé automatiquement par le système nerveux central.

Remerciements

Les deux années passées en maîtrise ont été des plus enrichissantes, entre autres dues à la présence dans mon entourage de personnes formidables.

Je ne saurais débiter cette section de remerciements sans mentionner mon superviseur Yves Lajoie. J'aimerais notamment le remercier de m'avoir permis d'évoluer et de m'épanouir à mon rythme et à ma manière, mais surtout de m'avoir fait confiance et d'avoir été présent pour répondre à mes 100 000 questions (chiffre à peine exagéré). Merci aussi aux membres du laboratoire qui ont toujours été là pour me donner un coup de main lorsque j'en avais besoin.

J'aimerais remercier mon comité de thèse, Nicole Paquet et Sarah Fraser, pour leur soutien et leurs précieux conseils.

Merci à David Lafleur qui m'a fortement aidé à collecter mes données, à Talia Salzman et Kien Ly, pour avoir testé les premières versions de l'appareil conçu pour ma recherche, ainsi qu'à Daniel Désilets pour ses talents en graphisme.

I would like to thank Sarvanaz Moghaddam and Amelia Decarie for being such wonderful friends. J'aimerais également remercier ma copine Gabrielle Demers ainsi que mon coach Éric Rouleau pour leur soutien moral continu.

Mes dernières pensées vont à mes parents qui continuent encore et toujours à m'appuyer dans mes études. Je leur suis très reconnaissant. Merci pour tout !

Table des matières

Liste des tableaux.....	vii
Liste des figures	vii
Contributions.....	viii
Liste d'abréviations.....	ix
Chapitre 1 - Revue de la littérature	1
1.1 Le contrôle postural.....	1
1.1.1 Le contrôle du centre de masse	1
1.1.2 L'utilité du centre de pression dans le contrôle de la posture.....	2
1.1.3 Le système nerveux central et les stratégies du contrôle postural	3
1.1.4 Le rôle de l'oscillation posturale.....	5
1.2 L'oscillation exploratoire	6
1.2.1 Perspective écologique, variabilité et exploration	6
1.2.2 L'oscillation exploratoire dans la littérature	7
1.2.3 Carpenter et al. (2010) : une percée dans le domaine de l'oscillation exploratoire.....	9
1.2.4 Vérification des résultats de Carpenter et al. (2010).....	11
1.2.5 Limitation et vérification de l'approche de Carpenter et al. (2010).	16
1.3 L'automatisme posturale.....	18
1.3.1 Théorie des contraintes de l'action	18

1.3.2	L'automaticité en station debout.....	19
1.3.3	Le type de double tâche	22
1.4	Variables du centre de pression.....	24
1.4.1	Sample entropy (SampEn).....	25
1.4.2	Analyse en ondelettes	26
Chapitre 2 - Introduction, objectifs et hypothèses		28
2.1	Introduction	28
2.2	Objectifs	32
2.3	Hypothèses	32
Chapitre 3 - Manuscrit		34
Chapitre 4 - Discussion générale		72
4.1	Effet de l'immobilisation	72
4.1.1	Variabilité et magnitude du déplacement du centre de pression.....	73
4.1.2	Effet de l'immobilisation sur les autres mesures du centre de pression	76
4.2	L'automaticité lors de l'immobilisation.....	78
4.2.1	Efficacité de la double tâche	79
4.3	Le cas du plan médio-latéral	83
4.3.1	Une possible compensation ?.....	84
4.3.2	Effet de l'appareil sur le contrôle en médio-latéral	87
4.4	Interprétation générale.....	87

4.5	Limitations	88
4.5.1	Limitations de l'appareil et du design.....	88
4.5.2	Limitations de la double tâche	89
Chapitre 5 - Conclusion		90
Références.....		91
Annexes.....		117
Annexe 1 – Caractéristiques additionnelles des participants		117
Annexe 2 – Questionnaire de santé.....		118
Annexe 3 – Certificat d'approbation éthique		120

Liste des tableaux

Tableau 1.1. <i>Certaines caractéristiques des études de Carpenter et al., et Murnaghan et al.</i>	15
Table 3.1. <i>Average \pm standard deviation of the variables used in the planned comparisons for the four conditions and summary of the planned comparisons</i>	53
Tableau 4.1. <i>Coefficient de Spearman (ρ) de l'ensemble des corrélations possibles entre différentes variables du centre de pression</i>	86

Liste des figures

<i>Figure 3.1.</i> Side view illustration of the apparatus used to immobilize the COM	42
<i>Figure 3.2.</i> Representation of the two trial configurations	47
<i>Figure 3.3.</i> Representation of the COP excursion from one trial of the UL-ST+L-DT configuration in the anterior-posterior direction.....	51
<i>Figure 3.4.</i> Percentage of contribution (%) of the medium, low, very-low and ultralow frequency bands obtained after the wavelet decomposition for the phase (unlocked and locked) and for the task (single-task and dual-task) in the medial-lateral (ML) direction and the antero-posterior (AP) direction	57
<i>Figure 4.1.</i> Pourcentage de contribution des bandes de fréquences en fonction des conditions pour le déplacement du centre de pression en antéro-postérieur	82

Contributions

Lucas Michaud

Auteur de la thèse
Auteur du manuscrit (95%)
Programmation du logiciel Labview
Programmation du logiciel MatLab
Collecte et analyse des données

David Lafleur

Aide à la collecte des données
Révision du manuscrit (5%)

Dr. Yves Lajoie

Aides à l'élaboration du protocole de recherche
Aide à la construction de l'appareil
Révision du manuscrit

Liste d'abréviations

UL-ST	Non immobilisée avec simple-tâche (de l'anglais <i>unlocked</i> et <i>single-task</i>)
UL-DT	Non immobilisée avec double-tâche (de l'anglais <i>unlocked</i> et <i>dual-task</i>)
L-ST	Immobilisée avec simple-tâche (de l'anglais <i>locked</i> et <i>single-task</i>)
L-DT	Immobilisée avec double-tâche (de l'anglais <i>locked</i> et <i>dual-task</i>)
CdP	Centre de pression (COP dans le chapitre 3)
CdM	Centre de masse (COM dans le chapitre 3)
SD-COP	Écart-type du centre de pression
SD-R	Écart-type de la corde
SampEn	Sample Entropy
mVel	Vélocité moyenne

Chapitre 1 - Revue de la littérature

1.1 Le contrôle postural

Le contrôle postural est un comportement moteur complexe qui est nécessaire afin de mener à bien une majorité d'activités journalières telles que se tenir debout, marcher ou encore atteindre un objet (Woollacott & Shumway-Cook, 1996). Il correspond à la capacité de positionner et de maintenir un alignement optimal du corps dans son environnement (Samuel, 2015). Dans la vie de tous les jours, le corps est continuellement soumis à des forces déstabilisantes internes (ex. respiration, battement du cœur, contraction musculaire, etc.) et externes (ex. force gravitationnelle, vent, etc.) qui viennent perturber cet alignement optimal (Duarte & Freitas, 2010). Il devient donc important d'être en mesure de bien contrôler la position du corps face à ces forces déstabilisantes. Un contrôle postural inefficace pourrait ainsi affecter drastiquement l'autonomie d'une personne (Najafi et al., 2010) et même augmenter le risque de chutes (McKeon & Hertel, 2008).

Massion (1994) propose deux fonctions distinctes du contrôle postural: (1) une fonction antigravitationnelle et (2) une fonction de relation avec le monde extérieur. La première fonction fait notamment référence à l'équilibre, soit le positionnement ainsi que le maintien d'une posture de référence dans un état stable face à la gravité (Horak, 2006; Massion, 1994). La deuxième fonction concerne le contrôle actif de la position et de l'orientation des segments corporelles dans son espace afin de permettre la perception et l'action comme toucher ou prendre un objet (Horak, 2006; Massion, 1994).

1.1.1 Le contrôle du centre de masse

Tout corps en station debout (c.-à-d. debout sur deux jambes) possède un centre de

masse (CdM). Le CdM est défini comme étant le point d'équilibre de la masse d'un segment. (Winter, 1995; Winter et al., 1996). Bien que pouvant être affectées par le poids et le sexe, les mesures anthropologiques suggèrent que le CdM en station debout se situerait normalement à 55% de la taille de la personne (Saunders et al., 1953). Sur terre, la gravité agit sur le centre de masse, ce qui déstabilise le corps si non contrôlé (Paillard, 2016). La projection verticale au sol du CdM est appelée le centre de gravité (CdG) (Winter, 1995; Winter et al., 1996).

Le CdM peut bouger dans une certaine limite tout en gardant le corps stable. Cette limite de stabilité est définie par la base de support, qui consiste en un polygone caractérisé par les différents points de contact au sol (Paillard & Noé, 2015; Winter et al., 1998). Pour maintenir le CdM à l'intérieur de la base de support, il est nécessaire de procéder à des mouvements de corrections (Massion, 1994) sans quoi le CdM sera entraîné par les forces déstabilisantes hors des limites de stabilité ce qui entraînera une perte d'équilibre et même une chute.

1.1.2 L'utilité du centre de pression dans le contrôle de la posture

L'approche la plus populaire pour évaluer le contrôle postural consiste à observer le déplacement du centre de pression (CdP) à l'aide d'une plateforme de force (Ruhe et al., 2010). Le CdP est défini comme étant la position de la résultante des forces verticales que le corps exerce au sol et permet d'informer sur les mouvements de corrections effectuées (Paillard, 2016; Winter, 1995; Winter et al., 1996). En fait, c'est le mouvement du CdP qui crée les mouvements de corrections. Ceci s'explique par le fait que le vecteur de force associé au CdP (la résultante des forces verticales au sol) est d'orientation opposée avec

l'effet de la gravité. Selon la position de cette force résultante (c.-à-d. la position du CdP) par rapport au CdM, un moment de force de direction opposé aux forces déstabilisantes peut être produit afin de créer un mouvement pouvant empêcher la chute (Winter, 1995). Supposant que le corps oscille principalement autour des articulations des chevilles, si le CdM est positionné antérieurement au point de rotation du corps, mais que le CdP se situe derrière le CdM, le corps tombera vers l'avant (Paillard, 2016). Cependant, déplacer le CdP plus loin vers l'avant (en avant du CdM) ramènera le CdM vers l'arrière et permettra d'éviter la chute (Peterka, 2002; Samuel, 2015).

En station debout, la position du CdP à des fins de stabilité est gérée par le système nerveux central (SNC) qui programme des synergies musculaires au niveau des chevilles et des hanches (Peterka, 2002; Samuel, 2015). Par exemple, effectuer une flexion plantaire aura pour effet de déplacer le CdP vers l'avant, ce qui replacera le corps vers l'arrière par principe d'action-réaction (Winter et al., 1996). Winter et al. (1996) caractérisent ainsi le CdP comme étant « la réponse neuromusculaire nette au contrôle du CdG passif ».

1.1.3 Le système nerveux central et les stratégies du contrôle postural

Selon la direction et la magnitude de la correction nécessaire, il est reconnu que le SNC choisira parmi deux grandes classes de « stratégies ». La *stratégie de la cheville* permet les premières modifications mineures (Rajasekaran et al., 2015). Elle agit comme si le corps n'était qu'un seul segment au-dessus des chevilles; comme s'il était un pendule inversé (Runge et al., 1999; Samuel, 2015; Winter et al., 1996). Les muscles de la cheville permettent ainsi essentiellement de déplacer le corps d'une manière antéro-postérieure (AP) (Runge et al., 1999). Il est généralement reconnu que le modèle du simple pendule

inversé représente la majorité des corrections effectuées contre l'effet déstabilisant de la gravité (Paillard & Noé, 2015). La *stratégie des hanches* est utilisée pour les corrections majeures. Dans ce cas, le corps est représenté sous forme d'un double pendule inversé (Runge et al., 1999) où les muscles du tronc et de la hanche permettent une modification du mouvement du CdM (Rajasekaran et al., 2015; Winter et al., 1996). Cette approche serait principalement dominante en médio-latéral (ML) (Samuel, 2015).

Pour choisir la bonne stratégie posturale, le SNC se doit de continuellement intégrer l'information provenant de différents systèmes sensoriels. Les systèmes somato-sensoriel, vestibulaire et visuel sont les trois principaux systèmes responsables de la station debout (Samuel, 2015). Le système somato-sensoriel est constitué de récepteurs musculaires, articulaires et cutanés permettant de détecter certaines informations à propos de l'environnement et de l'état du système moteur (Winter et al., 1990). De manière similaire, le système visuel procure des informations concernant l'environnement ainsi que l'orientation et la position du corps dans l'espace (Winter et al., 1990). Finalement, le système vestibulaire offre de l'information à propos de l'orientation de la tête relative à la gravité ainsi que de son accélération angulaire (Kingma, 2016; Winter et al., 1990).

Afin de permettre un contrôle postural perceptif et actif, un modèle interne, aussi appelé schéma corporel, serait utilisé comme élément de référence avec les informations sensorielles pour créer les ajustements posturaux nécessaires (Massion, 1994). Le modèle interne de la station debout serait résistant aux changements de l'environnement, restant ainsi stable entre différentes conditions environnementales (Massion, 1994). Cette résistance permettrait aussi une certaine flexibilité du contrôle postural, où une même

information sensorielle peut mener à des réactions posturales différentes en fonction du modèle de référence sélectionné (Massion, 1994).

1.1.4 Le rôle de l'oscillation posturale

Malgré l'efficacité du SNC à éviter la chute, le corps n'est jamais pour autant totalement immobile, et ce même avec de la concentration (Peterka, 2002). L'équilibre immobile ne serait possible que si la sommation des forces déstabilisante était continuellement alignée et d'intensité égale avec la sommation des forces de réaction au sol (Duarte & Freitas, 2010). Or, le consensus actuel veut qu'il y ait du bruit ou un délai dans les systèmes du contrôle postural créant alors des mouvements de correction moins efficaces (Paillard, 2016). On dénote notamment un retard d'origine neural qui serait d'environ 200 millisecondes (Asai et al., 2009; Gawthrop et al., 2011; Janusz et al., 2016; Peterka, 2002). De plus, un bruit présent dans les différentes structures et étapes du traitement de l'information et de la programmation motrice ferait en sorte que le mouvement de correction serait imprécis (Kiemel et al., 2002; Peterka, 2002; Van Der Kooij et al., 2001). Ce bruit pourrait aussi créer une variation de l'activité musculaire qui pourrait causer un débalancement corporel (Werness & Anderson, 1984). Le corps est aussi constamment contraint à des forces internes qui déstabilisent constamment le corps tels la respiration et les battements du cœur (Soames & Atha, 1982). En station debout, le CdP sera ainsi constamment déplacé afin de non seulement combattre les forces déstabilisantes internes et externes, mais aussi pour corriger ce bruit ou ce délai (Winter et al., 1998). De ce fait, il est généralement reconnu que le déplacement du CdP aurait comme principale raison d'être de corriger la position du CdM afin qu'il reste le plus stable possible

(Carpenter et al., 2010). Un meilleur contrôle postural serait alors caractérisé par une plus petite oscillation qui représenterait une meilleure capacité du SNC à contrer les éléments déstabilisants (Paillard & Noé, 2015). Cependant, certains défient ce consensus et suggèrent que l'oscillation ne serait pas nécessairement liée à un contrôle affecté par du bruit ou un délai, mais plutôt la conséquence d'un comportement exploratoire (Carpenter et al., 2010; Murnaghan et al., 2011, 2013, 2014; Riccio, 1993; Riccio & Stoffregen, 1988).

1.2 L'oscillation exploratoire

1.2.1 Perspective écologique, variabilité et exploration

La notion d'exploration en psychomotricité remonte au milieu du 20^e siècle avec la perspective écologique de Gibson (Gibson, 1988). La perspective écologique propose que l'interaction animal-environnement soit guidée par la perception d'*affordances*¹ (Gliga, 2018). Les *affordances* sont ce que l'environnement peut offrir et fournir à l'animal; l'opportunité d'actions (Luyat & Regia-Corte, 2009). Elles sont toujours présentes, mais ne sont pas perçues de la même manière par tout le monde (Adolph & Kretch, 2015). Par exemple, une marche d'escalier *afforde* à un enfant un obstacle à escalader alors qu'il *afforde* à un adulte de monter à un niveau supérieur. Les *affordances* ne sont pas toujours explicites et un nouveau-né ne naît pas naturellement avec la capacité de les percevoir (Gibson, 1988). Des études sur le développement de l'enfant ont montré que l'expérience joue un rôle plus important que les caractéristiques anthropométriques dans la perception d'*affordances* (Kingsnorth & Schmuckler, 2000; Zwart et al., 2005). Gibson (1988)

¹ Le terme *affordance* est proposé par J.J. Gibson et est basé sur le verbe anglais *to afford* (Luyat & Regia-Corte, 2009). Aucune traduction française officielle n'existe à ce jour.

explique que l'expérience s'acquière par l'exploration de l'environnement de la personne.

L'exploration de l'environnement est grandement aidée par la variabilité (Fetters, 2010). La variabilité dans les actions au cours de la vie humaine permet de récolter des informations nécessaires pour comprendre l'environnement et ainsi s'y adapter (Fetters, 2010). Par exemple, l'atteinte d'un objet par un enfant est souvent caractérisée par des mouvements indirects et des changements de vitesse (Thelen et al., 1993). Cette variabilité lui permettra de découvrir les actions qui réussissent et celles qui échouent. L'expérience acquise par le biais de la variabilité permettrait à l'être humain de développer sa capacité d'anticiper la dynamique de ses actions (Fetters, 2010).

1.2.2 L'oscillation exploratoire dans la littérature

En 1988, Riccio et Stoffregen ont adapté la perspective écologique au contrôle postural en station debout. Dans cette adaptation, la station debout serait guidée par les *affordances*. Ils expliquent que pour avoir une adaptabilité optimale face aux *affordances*, l'organisme aurait tendance à explorer les différentes stratégies posturales possibles. Les stratégies du contrôle postural auraient ainsi à la fois un rôle d'exploration (identification des caractéristiques de l'environnement dans lequel se déroulera l'action) et de performance (maintenir le corps dans un alignement optimal) (Riccio & Stoffregen, 1988).

Riccio (1993) approfondit la notion d'exploration en station debout en expliquant que l'oscillation posturale, plus précisément sa variabilité, permettrait de stimuler les récepteurs proprioceptifs des jambes afin d'informer l'organisme à propos de la dynamique du système postural. Contrairement au comportement de performance, il explique que le comportement exploratoire de l'oscillation se doit d'être composé de plus petites

amplitudes et de plus grandes fréquences que les variations de l'environnement. Appuyant le rôle fonctionnel de la variabilité, une récente étude a montré que les personnes ayant une plus grande variabilité du CdP dans un environnement de laboratoire avaient une meilleure capacité à répondre à des perturbations (c.-à-d. qui avaient moins souvent besoin de faire un pas pour garder l'équilibre) (Rajachandrakumar et al., 2018). D'autres études suggèrent qu'un changement de complexité permettrait d'explorer les degrés de liberté afin de déterminer les possibilités du mouvement (Deffeyes et al., 2009; Hadders-Algra, 2007). Dans un même ordre d'idées, Gatev et al. (1999) suggèrent que de petites oscillations permettraient de définir l'espace de référence avoisinant et ainsi de tester la stabilité dans cet espace sans mettre en danger l'équilibre de la personne.

Bien que non explicitement attribué à l'exploration, la théorie de la variabilité optimale supporte l'importance de la variabilité et de la complexité dans l'adaptabilité d'une personne. Cette théorie propose que le contrôle postural a un optimum de variabilité et de complexité (Stergiou et al., 2006). Sous cette valeur optimale, le contrôle postural serait rigide et non adaptatif alors qu'au-dessus, il serait instable et composé de bruit (Stergiou et al., 2006). Dans un même ordre d'idées, Van Emmerik et Van Wegen (2000) expliquent que la variabilité n'aurait pas toujours un rôle fonctionnel, particulièrement lorsque le CdP se rapproche des limites de la stabilité.

Certains suggèrent que l'exploration permettrait de recueillir des informations sur sa propre personne et sur l'environnement avoisinant en stimulant plusieurs systèmes perceptuels pour atteindre les seuils sensoriels liés au flux optique, à la stimulation cutanée des pieds et à la stimulation somato-sensorielle (S. Clark & Riley, 2007). Par exemple, il est reconnu que l'influx visuel périphérique serait un élément important au maintien de la

stabilité, et même plus que la vision focale (Horiuchi et al., 2017). Or, pour créer cet influx, il est nécessaire de bouger ou d'osciller (Horiuchi et al., 2017). Cette collecte d'informations permettrait entre autres de recalibrer la perception d'*affordance* lors d'un changement d'environnement (Franchak, 2017). L'augmentation du déplacement du CdP observée chez certaines populations pourrait ainsi compenser l'augmentation du seuil sensoriel relié à l'âge (Mani et al., 2015) ou à l'effort physique (Yung et al., 2017).

Zatsiorsky et Duarte (1999, 2000) ont aussi proposé un modèle du contrôle postural qui comprendrait une composante exploratoire. Selon leur modèle, le corps serait dirigé vers un point de référence (un point d'attraction) correspondant à un point d'équilibre. Une première composante du CdP, appelée *trembling*, correspondrait à une fluctuation autour du point d'attraction afin de maintenir l'équilibre. Une deuxième composante, appelée *rambling*, représenterait le déplacement du point d'attraction. Les raisons pour ce déplacement restent inconnues, mais les auteurs suggèrent qu'il serait de nature exploratoire. Certains suggèrent cependant que le *rambling* ne serait pas centralement programmé, mais serait plutôt la conséquence d'erreurs dans l'estimation de la position et de la vitesse du corps dans son environnement (Kiemel et al., 2002, 2006).

1.2.3 Carpenter et al. (2010) : une percée dans le domaine de l'oscillation exploratoire

Dans la littérature, plusieurs ont abordé la notion d'oscillation exploratoire pour expliquer leurs résultats. Or, aucun ne semble avoir tenté de prouver ou de quantifier cette soi-disant exploration, à l'exception de Carpenter et de Murnaghan (Carpenter et al., 2010; Murnaghan et al., 2011, 2013, 2014).

Selon le consensus actuel qui suggère que le CdP serait déplacé pour maintenir le CdM dans une position stable et que l'oscillation posturale serait la conséquence d'un bruit ou d'un délai dans le contrôle postural, il serait normal de penser qu'immobiliser artificiellement le mouvement du CdM devrait diminuer le déplacement du CdP. En effet, tout élément déstabilisant serait contré par l'immobilisation artificielle. Carpenter et al. (2010) ont testé cette hypothèse avec un nouvel appareil spécialement conçu à des fins d'immobilisation dans le plan sagittal. De jeunes adultes étaient attachés à une planche de bois de la tête aux mollets, de manière à pouvoir osciller qu'au niveau de l'articulation des chevilles selon un modèle de pendule inversé. Cette même planche était reliée à un système de poulies fermé avec freins permettant une oscillation lorsque les freins étaient relâchés et une immobilisation du CdM dans le plan sagittal lorsque les freins étaient enclenchés. Les participants devaient se tenir debout dans l'appareil tout en tentant d'être les plus immobiles possible. Un groupe avait les yeux ouverts et un autre, les yeux fermés. Contrairement à leurs hypothèses, immobiliser le CdM n'a pas mené à une diminution du déplacement du CdP, mais plutôt à une augmentation de sa variabilité dans le plan sagittal. Cette augmentation était présente chez les deux groupes (yeux ouverts et yeux fermés).

Basé sur les études de Riccio (Riccio, 1993; Riccio & Stoffregen, 1988), Carpenter et al. (2010) suggèrent que l'augmentation de la variabilité observée lors de l'immobilisation serait une indication d'un comportement exploratoire. Ils expliquent que le changement de comportement du CdP serait automatiquement programmé par le SNC afin de contrer l'immobilisation pour laisser libre cours à l'exploration. Carpenter et al. (2010) proposent qu'osciller permet (1) de stimuler un plus grand nombre de récepteurs sensoriels, (2) de stimuler différents types de récepteurs sachant qu'un plus grand nombre

réagissent à des changements dynamiques qu'à un état statique et (3) d'assurer la convergence d'informations provenant de différents systèmes sensoriels. Ainsi, le SNC augmenterait le déplacement du CdP jusqu'à ce que l'information sensorielle puisse être récoltée.

1.2.4 Vérification des résultats de Carpenter et al. (2010)

Bien que la présence d'un comportement exploratoire semble être une explication plausible, elle n'en demeure pas pour autant l'unique explication possible (Carpenter et al., 2010). Par exemple, il pourrait être argumenté que cette augmentation soit l'origine d'une fluctuation incontrôlée du signal moteur des muscles de la jambe (DeLuca et al., 1982). Carpenter et al. (2010) expliquent cependant que l'augmentation du CdP serait trop grande pour être expliquée par cette hypothèse.

Cette augmentation pourrait aussi être attribuée à un phénomène similaire aux dérives motrices observées chez les personnes avec désafférentation. Une dérive motrice est représentée par une perte de précision motrice (ex. incapacité à appliquer une force constante sur un objet) due à un manque d'informations sensorielles (Rothwell et al., 1982; Sanes et al., 1984). Carpenter et al. (2010) argumentent cependant qu'une fois le corps immobilisé par l'appareil, il y avait tout de même un certain mouvement à l'intérieur du seuil sensoriel de la posture en station debout proposée par Fitzpatrick et McCloskey (1994). De plus, si une dérive motrice avait été présente, Carpenter et al. (2010) expliquent que le phénomène aurait pu être atténué par la présence d'information visuelle. Or, aucune différence n'a été trouvée entre les groupes « yeux fermés » et « yeux ouverts ».

Une troisième possibilité expliquant cette augmentation serait la présence d'une illusion sensorielle. Il est suggéré que cette illusion (ex. se sentir tiré ou poussé par l'appareil) pourrait être la conséquence d'un décalage au niveau de l'information sensorielle captée par les récepteurs en contact avec la planche et le mouvement du CdM. Carpenter et al. (2010) argumentent que la différence de pression entre la planche et la personne n'était pas assez élevée pour expliquer cela.

Dans une étude subséquente, Murnaghan et al. (2011) ont adapté la procédure de Carpenter et al. (2010) afin de vérifier spécifiquement si l'augmentation du déplacement du CdP observée lors de l'immobilisation du CdM n'était pas la conséquence d'une dérive motrice ou d'une illusion sensorielle. Les auteurs soutiennent que fournir un feedback visuel de la position du CdM et du CdP lors de l'immobilisation du CdM permettrait, respectivement, de diminuer l'importance d'une illusion sensorielle et d'une dérive motrice. Les participants étaient alors soumis à trois conditions. La première condition était identique à celle de Carpenter et al. (2010). Pour la deuxième et la troisième condition, les participants voyaient sur un écran la position de leur CdM (condition 2) et de leur CdP (condition 3) et devaient tenter de maintenir cette position au centre de l'écran. L'augmentation était cependant toujours présente malgré la présence de biofeedback écartant ainsi, selon eux, la possibilité d'une illusion sensorielle ou d'une dérive motrice. Murnaghan et al. (2011) ont aussi avancé que retirer les tendances linéaires du signal du CdP, comme ce qui a été fait par Carpenter et al. (2010), pourrait masquer la présence d'une dérive motrice. Toutefois, même en les gardant, Murnaghan et al. (2011) ont observé une augmentation du déplacement du CdP suivant l'immobilisation du CdM.

Par la suite, Murnaghan et al. (2013) ont tenté de déterminer si l'augmentation du CdP lors de l'immobilisation du CdM pouvait être la conséquence d'une adaptation du modèle interne suivant un changement soudain des dynamiques de la station debout. Se basant sur l'étude de Imamizu et al. (2007), Murnaghan et al. (2013) suggèrent que donner une information auditive explicite aux participants (ex. préciser quand ils seront immobilisés) permettrait de diminuer très rapidement le bruit et les erreurs présents dans l'adaptation du modèle interne. Les résultats de cette étude ont montré que l'augmentation de variabilité persistait toujours dans les deux conditions (avec et sans précision que l'immobilisation avait lieu). Par conséquent, les auteurs expliquent qu'il y a peu de chance qu'une adaptation du modèle interne puisse expliquer cette augmentation (Murnaghan et al., 2013).

Une quatrième étude (Murnaghan et al., 2014) a montré que lors de l'immobilisation, l'activité musculaire du soléaire et du gastrocnémien augmentait. Cependant, cette augmentation ne démontrait pas de cohérence avec l'activité du cortex moteur (cohérence EEG-EMG). Ainsi, en plus de montrer pour une quatrième fois que l'immobilisation du CdM menait à une augmentation du déplacement du CdP, Murnaghan et al. (2014) ont émis la possibilité que cette augmentation ne fût pas activement contrôlée par le cortex moteur, du moins pour ce qui concerne les deux muscles observés. Les auteurs ont alors proposé que l'augmentation du déplacement du CdP puisse provenir du tronc cérébral ou d'autres structures sous-corticales. Murnaghan et al. (2014) maintiennent cependant que d'autres muscles pourraient être contrôlés par le cortex et avoir un effet important sur le déplacement du CdP tels les muscles du pied.

Ces études ont montré à plus d'une reprise qu'immobiliser le CdM dans le plan sagittal

augmentait le déplacement du CdP dans le même plan. Le tableau 1.1 résume certaines de leurs caractéristiques. Ces études mettent aussi de l'avant la possibilité d'un comportement exploratoire en mettant de côté la possible implication d'une illusion sensorielle, d'une dérive motrice ou d'une adaptation du modèle interne.

Une dernière étude (Murnaghan et al., 2017) a tenté de déterminer si ce comportement exploratoire était limité à la posture en station debout. Pour ce faire, des participants étaient couchés sur le dos avec un bras levé à 90 degrés. Suivant l'immobilisation du bras, les auteurs ont observé une augmentation des forces de rotations, suggérant un désir de contrer l'immobilisation. Il a alors été proposé que le comportement exploratoire était aussi présent pour des conditions posturales autres qu'en station debout.

Tableau 1.1. *Certaines caractéristiques des études de Carpenter et al., et Murnaghan et al., : nombre de participants n'ayant pas montré une augmentation de la variabilité du centre de pression (CdP) lors de l'immobilisation du centre de masse (CdM) en antéro-postérieur, différence de variabilité entre la phase immobilisée et non immobilisée (Δ RMS), durée des phases non immobilisée et immobilisée et présence ou non d'une augmentation de la variabilité du centre de pression en médio-latéral (ML) après l'immobilisation du centre de masse.*

Étude	Description	N'ayant pas montré une augmentation	Durée des phases (s)	Δ RMS (mm)	Augmentation en ML ?
Carpenter et al. (2010)	-	6/19 - yeux ouverts 7/18 - yeux fermés	75	\approx 1.70	Oui
Murnaghan et al. (2011)	Avec feedback CdM et CdP	7/18 - sans feedback 3/18 - CdM feedback 1/18 - Cdp feedback	75	0.90 2.58 4.00	-
Murnaghan et al. (2013)	Avec indication explicite de l'immobilisation	-	135	4.40	Non
Murnaghan et al. (2014)	Cohérence cortricomusculaire	3/12	135	9.02	Non

1.2.5 Limitation et vérification de l'approche de Carpenter et al. (2010).

Certains effets de l'appareil utilisé par Carpenter et al. (2010) et Murnaghan et al. (2011, 2013, 2014) restent incertains. Premièrement, l'augmentation du déplacement du CdP n'a pas été observée chez tous les participants. En effet, 6/19 et 7/18 (Carpenter et al., 2010), 7/16, 3/16 et 1/16 (Murnaghan et al., 2011) et 3/12 (Murnaghan et al., 2014) participants n'ont pas montré d'augmentation. Malheureusement, aucune explication n'a été donnée par les auteurs. Il est néanmoins important de prendre en considération la magnitude de ces diminutions. Carpenter et al. (2010) ont observé que, dans les cas où CdP était réduit, cette réduction était d'environ 36% alors que le déplacement du CdM était réduit d'environ 94%. Le fait que la diminution du CdP ne soit pas aussi importante que celle du CdM appuierait l'idée que l'oscillation serait, du moins en partie, un comportement exploratoire (Carpenter et al., 2010).

Deuxièmement, l'effet de l'immobilisation en ML reste ambigu. Puisque le SNC contrôlerait les mouvements en AP et en ML indépendamment, Carpenter et al. (2010) ont initialement émis l'hypothèse qu'immobiliser les mouvements du corps dans le plan sagittal devrait simplement affecter le déplacement du CdP dans ce même plan. Or, les résultats de Carpenter et al. (2010) montrent aussi une augmentation du déplacement du CdP en ML. Murnaghan et al. (2013, 2014) n'ont cependant trouvé aucun effet en ML.

Troisièmement, la position dans l'appareil utilisé ne permettait qu'un mouvement autour de l'articulation des chevilles, représentant ainsi un pendule inversé (Carpenter et al., 2010). Étant donné que les muscles des hanches contrôlent majoritairement le déplacement du CdP en ML (Samuel, 2015), être attaché à la planche pourrait alors

possiblement affecter les résultats dans cette direction.

Quatrièmement, il faut noter que Carpenter et al. (2010) et Murnaghan et al. (2011, 2013, 2014) ont effectué qu'un seul essai par conditions, ce qui pourrait mener à des résultats non fiables. Une revue de la littérature (Ruhe et al., 2010) suggère que, pour obtenir des résultats fiables, les participants devraient effectuer de 3 à 5 essais par conditions.

Cinquièmement, Carpenter et al. (2010) et Murnaghan et al. (2011, 2013, 2014) n'ont vérifié statistiquement cette « augmentation du déplacement du CdP » qu'à l'aide d'une seule mesure : la variabilité. En posturographie, il existe une multitude de variables statiques pouvant informer à propos de différents éléments du comportement du CdP telles sa vitesse et la magnitude de son déplacement (Paillard & Noé, 2015). Certains suggèrent aussi d'utiliser des mesures dynamiques afin de réduire le biais des mesures statiques causé par la non-stationnarité du CdP (Collins & De Luca, 1993; Schieppati et al., 1994). Il est donc possible qu'utiliser simplement la variabilité ait masqué certaines caractéristiques du CdP lors de l'immobilisation du CdM.

Finalement, simplement être attaché à la planche de bois, mais non immobilisé affectait aussi le contrôle postural. Carpenter et al. (2010) ont remarqué une diminution de la variabilité du CdP lorsqu'attaché à la planche. Ils suggèrent que la planche de bois était trop proche du corps pour qu'un changement majeur de la position du CdM explique ces résultats. De plus, un changement de la position du CdM aurait dû mener à un changement au niveau de l'activité musculaire ou des moments de forces des jambes, ce qui ne fut pas le cas. Les auteurs proposent alors que cette réduction serait expliquée par un changement

d'inertie causé par la planche de bois. Appuyant cette interprétation, Błaszczyk et al. (2009) ont attribué une diminution de l'oscillation posturale chez les personnes atteintes d'obésité à l'augmentation de l'inertie de leurs membres. Costello et al. (2012) ont aussi remarqué que changer la position du CdM augmentait le moment de force au niveau des chevilles alors que modifier l'inertie (sans modifier le CdM) n'avait aucun effet. Il a aussi été validé que l'appareil utilisé ne soulevait pas les participants du sol puisque leur poids sur la plateforme de force demeurait constant avant et pendant l'immobilisation (Carpenter et al., 2010). Les participants continuaient donc de supporter leur poids normalement.

1.3 L'automatisme posturale

1.3.1 Théorie des contraintes de l'action

Qui n'a jamais vécu ce moment où plus il pensait à quelque chose, moins bien il performait ? Et si penser pouvait en réalité nuire à la performance de certaines tâches ? Au cours des 20 dernières années, plusieurs études du laboratoire du professeur Wulf ont montré que diriger le focus de l'attention hors d'une tâche motrice pouvait améliorer l'apprentissage et la performance de ladite tâche (voir Wulf (2013) pour une revue). Pour diriger le focus de l'attention hors du corps, Wulf utilisa principalement des tâches de « focus externe ». Un focus externe est défini par Wulf (2013) comme étant un focus vers l'effet attendu du mouvement sur l'environnement. Par exemple, lors d'une tâche d'équilibre sur stabilomètre, une condition de focus externe pourrait consister à maintenir des repères placés sur le stabilomètre le plus horizontalement possible alors qu'un focus interne consisterait à se concentrer sur ses pieds. (McNevin et al., 2003; Wulf, McNevin, et al., 2001). Il a aussi été montré que plus le repère était loin du corps, plus le focus externe

était bénéfique (McNevin et al., 2003).

L'amélioration causée par un focus externe serait expliquée par la théorie des contraintes de l'action (Lewthwaite & Wulf, 2017; McNevin et al., 2003; Wulf, Shea, et al., 2001; Wulf, 2013; Wulf et al., 1998, 1999, 2002, 2003, 2004; Wulf, McNevin, et al., 2001; Wulf & McNevin, 2003). Selon cette théorie, le SNC programmerait automatiquement des ajustements posturaux efficaces caractérisés par de hautes fréquences et de petites amplitudes afin de contrôler les actions liées à une tâche motrice (McNevin et al., 2003; Wulf, 2013; Wulf, McNevin, et al., 2001). Cependant, lorsqu'une personne tenterait volontairement de contrôler ses actions en se concentrant sur son corps (focus interne), il viendrait par la même occasion interférer et compétitionner avec la régulation automatique, ce qui détériorerait la performance (Wulf, 2013; Wulf, McNevin, et al., 2001). Un focus externe permettrait de minimiser cette interférence et ainsi favoriserait une performance dite « plus automatique » (Wulf, 2013; Wulf, McNevin, et al., 2001). Il est aussi suggéré par Wulf (2013) que la tâche motrice devrait être d'une difficulté adéquate pour observer une amélioration lors d'un focus externe.

1.3.2 L'automatisme en station debout

Bien que les études de Wulf se sont majoritairement attardées à des tâches motrices dynamiques et complexes, la théorie des contraintes de l'action s'appliquerait aussi au contrôle postural en station debout. En utilisant des points de repère d'une distance adéquate, Richer, Saunders, et al. (2017) et Richer et al. (2020) parvinrent à observer une diminution de l'oscillation posturale chez de jeunes adultes et personnes âgées suivant un focus externe. Kupper et al. (2020) parvinrent aussi à observer des changements de la

dynamique du CdP à l'aide d'un focus externe lors d'une tâche unipodale. Ces résultats suggèrent qu'un focus externe encourage un contrôle plus automatique et donc, plus efficace. Certains n'ont cependant trouvé aucun effet, possiblement à cause de points de repère trop près du corps (Polskaia et al., 2015; Richer, Polskaia, et al., 2017).

L'effet d'un focus interne en station debout reste cependant incertain. Vuillerme et Nafati (2007) ont montré que demander aux participants d'employer un focus interne augmentait l'oscillation comparée à une situation où aucune consigne n'était demandée. D'autres n'ont cependant montré aucune différence (Richer et al., 2020; Richer, Saunders, et al., 2017). Il est possible que de n'avoir donné aucune instruction ait indirectement favorisé un focus externe dans certains cas (Lajoie, Richer, Jehu, Polskaia, et al., 2016).

Plusieurs études ont aussi cherché à modifier le focus de l'attention par l'entremise d'un paradigme de double tâche. Dans ce contexte, une double tâche pourrait être opérationnellement définie comme étant l'action d'effectuer une seconde tâche tout en se tenant debout. Une simple tâche pourrait alors être opérationnellement définie comme étant une situation où aucune seconde tâche n'est performée. À des fins de cohérence, la double tâche sera définie comme étant différente d'un focus externe étant donné qu'elle ne fait pas référence à l'effet attendu du mouvement dans son environnement. Néanmoins, le but de la double tâche reste le même qu'un focus externe, c'est-à-dire de transférer le focus de l'attention hors de la tâche posturale afin de favoriser un contrôle plus automatique.

De ce fait, de nombreuses études ont montré qu'il était possible d'améliorer le contrôle postural en station debout à l'aide d'un paradigme de double tâche (Andersson et al., 2002; Dault et al., 2003; Jamet et al., 2007; Kerr et al., 1985; Kręcisz & Kuczyński, 2018; Lajoie,

Richer, Jehu, & Tran, 2016; Maylor et al., 2001; Polskaia et al., 2015; Polskaia & Lajoie, 2016b; Potvin-Desrochers et al., 2017; Richer, Polskaia, et al., 2017; Riley et al., 2005; Siu & Woollacott, 2007; Stins et al., 2011; Swan et al., 2004, 2007; Ueta et al., 2014; Weeks et al., 2003). Ce meilleur contrôle postural observé en double tâche serait notamment représenté par une diminution du déplacement du CdP. Tout comme pour un focus externe, cette amélioration serait la conséquence d'un contrôle devenant plus automatique suivant un changement dans la direction du focus de l'attention (Richer & Lajoie, 2020). Conséquemment, une simple tâche ne changerait pas le focus de l'attention puisqu'il n'y a pas de seconde tâche à effectuer, ce qui ne favoriserait pas un contrôle plus automatique (Polskaia et al., 2015). Qui plus est, effectuer une double tâche aurait montré un effet supérieur sur l'oscillation posturale qu'un simple focus externe (Polskaia et al., 2015; Richer et al., 2020; Richer, Polskaia, et al., 2017; Richer, Saunders, et al., 2017).

Certains suggèrent que l'amélioration offerte par une double tâche serait expliquée par une rigidité musculaire des chevilles plutôt qu'un mouvement devenant plus automatique (Albertsen et al., 2017; Dault et al., 2001, 2003; Jehu et al., 2015; McNevin & Wulf, 2002; Melzer et al., 2001; Remaud et al., 2012). Cependant, des études utilisant de l'électromyographie n'ont montré aucun effet de la double tâche sur l'activité musculaire des chevilles, réfutant ainsi l'implication de la rigidité musculaire dans l'amélioration du contrôle postural (Richer, Saunders, et al., 2017; Stins et al., 2011).

Il est toutefois important de noter que certains ont plutôt observé une dégradation de la posture, principalement caractérisée par une augmentation de l'oscillation posturale, suivant l'utilisation d'une double tâche (Jamet et al., 2007; Kang et al., 2013; Lee et al.,

2018; Maylor et al., 2001; Melzer et al., 2001; Pellecchia, 2003; Remaud et al., 2012; Shumway-Cook et al., 1997; Vander Velde & Woollacott, 2008b; Yardley et al., 1999). Ce manque d'effet pourrait notamment être expliqué par le type de tâche cognitive et motrice.

1.3.3 Le type de double tâche

Dans la littérature, différentes doubles tâches sont utilisées. On y retrouve notamment les tâches qui font appel à la vitesse de traitement de l'information, les tâches qui requièrent la mémoire de travail ou encore les tâches de suivis mentales (Al-Yahya et al., 2011). Le choix de double tâche affecte différemment l'oscillation posturale et doit être considéré lorsque vient le temps d'évaluer l'automaticité du contrôle postural.

Il est suggéré que la double tâche devrait avoir un certain niveau de difficulté (Polskaia et al., 2015; Richer, Polskaia, et al., 2017; Richer, Saunders, et al., 2017). Une tâche trop simple pourrait ne pas suffisamment engager la personne, permettant alors un changement de l'attention vers un focus interne (Polskaia et al., 2015; Polskaia & Lajoie, 2016b; Richer, Polskaia, et al., 2017). Dans le même ordre d'idées, une seconde tâche discrète comme des tâches de temps de réaction pourrait aussi favoriser un focus interne entre les moments de réaction (Lajoie, Richer, Jehu, & Tran, 2016; Polskaia et al., 2015; Polskaia & Lajoie, 2016b; Potvin-Desrochers et al., 2017; Richer, Polskaia, et al., 2017).

À l'opposé, une tâche trop difficile pourrait avoir l'effet inverse. Certains proposent que la station debout nécessite un certain niveau d'attention (Kerr et al., 1985; Lajoie et al., 1993) et qu'un partage non efficace des ressources cognitives causé par une tâche motrice ou cognitive trop difficile puisse mener à une dégradation du contrôle postural

(Granacher et al., 2012; Pashler, 1994; Wexler et al., 1998; Wu & Hallett, 2009). Cependant, considérant que la station debout sur une surface solide est une tâche bien acquise, le niveau d'attention requis reste minimal (Dault et al., 2001; Woollacott & Shumway-Cook, 2002). Comme suggéré par Pashler (1994), deux tâches devraient être en mesure d'être effectuées sans perte de performance tant que les activités ne deviennent pas trop difficiles. Certaines conditions expérimentales pourraient cependant stresser les systèmes au point d'affecter le contrôle postural. Par exemple, placer des participants sur une surface en mousse est régulièrement utilisé afin de diminuer l'information proprioceptive des pieds (Paillard & Noé, 2015), ce qui pourrait augmenter la quantité d'attention requise envers la tâche posturale (Pellecchia, 2003; Riley et al., 2005).

Certaines tâches comme les temps de réactions où compter à rebours demandent aussi au participant de parler, ce qui pourrait avoir un effet négatif sur l'oscillation posturale. L'articulation pourrait augmenter l'oscillation posturale et ainsi camoufler l'effet de la double tâche (Dault et al., 2003; Yardley et al., 1999).

La modalité de la tâche (visuelle ou auditive) pourrait aussi influencer différemment la posture en station debout (Riley et al., 2005). Comparé l'une à l'autre, certains ont observé une plus grande amélioration de la posture avec une tâche visuelle (Polskaia & Lajoie, 2016b) ou auditive (Riley et al., 2005) ou une plus grande détérioration de la posture avec une tâche auditive (Vander Velde & Woollacott, 2008a). Certains suggèrent cependant qu'une seconde tâche visuelle pourrait créer un encrage visuel qui aurait un effet bénéfique sur la posture (Brauer et al., 2004; Polskaia & Lajoie, 2016b, 2016a) et que cet effet rendrait la détection d'automatisme plus difficile (Polskaia & Lajoie, 2016b). Pour

cette raison, une modalité auditive pourrait possiblement offrir une meilleure interprétation des résultats au niveau de l'automatisme puisqu'elle élimine la possibilité d'un ancrage visuel.

Généralement, en posturographie, il est aussi demandé aux participants d'essayer de se tenir le plus immobile possible (Zok et al., 2008). Cependant, cette approche peut être perverse lorsque vient le temps d'évaluer l'automatisme du contrôle à l'aide d'une double tâche. Demander de rester le plus immobile possible pourrait en réalité amener le participant à prendre conscience de son oscillation et employer un focus interne (Lajoie, Richer, Jehu, Polskaia, et al., 2016). Ce type d'instruction pourrait aussi amener le participant à prioriser une des deux tâches au détriment de l'autre, ce qui vient à l'encontre du principe de double tâche (Lajoie, Richer, Jehu, Polskaia, et al., 2016). Lajoie et al. (2016) proposent de s'abstenir de demander au participant de rester le plus stable possible et de simplement demander d'éviter les mouvements excessifs qui pourraient affecter la posture.

1.4 Variables du centre de pression

Traditionnellement, le niveau de stabilité d'une personne est mesuré par des mesures dites linéaires comme l'aire d'oscillation, la vitesse du déplacement et l'écart-type du déplacement du CdP (Paillard & Noé, 2015). Ces mesures linéaires informent principalement sur la magnitude des variations sur un temps donné (Stergiou & Decker, 2011). Cependant, il est reconnu que le déplacement du CdP est un signal non stationnaire, c'est-à-dire qu'il change en fonction du temps (Collins & De Luca, 1993). L'utilisation de mesures linéaires pourrait ainsi masquer certains changements au niveau du comportement postural (Collins & De Luca, 1993) ou même biaiser l'interprétation (Schieppati et al.,

1994). De plus, une diminution du déplacement du CdP n'est pas toujours une représentation d'un meilleur contrôle postural. Par exemple, les personnes atteintes de la maladie du Parkinson ont tendance à avoir une petite aire d'oscillation du CdP, mais aussi une mauvaise stabilité (Horak et al., 1992). L'utilisation de mesures dynamiques pourrait ainsi être appropriée pour l'évaluation du contrôle postural (Collins & De Luca, 1993; Schieppati et al., 1994).

1.4.1 Sample entropy (SampEn)

Introduit par Richman & Moorman (2000), la SampEn est une mesure de complexité permettant de déterminer la régularité d'un signal. Son calcul offre une valeur entre 0 et 2 sans unité où plus la valeur est grande, plus irrégulier est le signal (Potvin-Desrochers et al., 2017). Une valeur de zéro correspondrait à un signal totalement régulier et prévisible alors qu'une valeur de 2 correspondrait à un signal totalement irrégulier et imprévisible (Pincus & Goldberger, 1994). Dans un signal irrégulier, la répétabilité d'une valeur serait alors attribuée à la chance (Pincus & Goldberger, 1994). Comparé à l'entropie approximative (ApEn), SampEn serait moins biaisée et plus précise lors de l'utilisation de signaux plus courts (moins grande série temporelle) (Richman & Moorman, 2000). Il est suggéré qu'un signal irrégulier du CdP représenterait un contrôle apte à s'adapter à son environnement (Cavanaugh et al., 2007; Manor et al., 2010; Stergiou & Decker, 2011).

Certains suggèrent qu'un signal plus irrégulier du CdP serait représentatif d'une régulation plus automatique, tel qu'observé à l'aide d'un paradigme de double tâche (Cavanaugh et al., 2007; Donker et al., 2007; Kupper et al., 2020; Manor et al., 2010; Michaud et al., 2020; Potvin-Desrochers et al., 2017; Richer & Lajoie, 2020; Roerdink et

al., 2006, 2011; St-Amant et al., 2020; Stins et al., 2009). À l’opposé, l’utilisation d’un focus interne aurait tendance à augmenter la régularité du signal (Donker et al., 2007). Certains suggèrent aussi que la complexité du mouvement pourrait informer sur l’exploration (Deffeyes et al., 2009; Hadders-Algra, 2007; Negahban et al., 2016; Slifkin & Newell, 1999; Stergiou et al., 2006).

1.4.2 Analyse en ondelettes

L’analyse en ondelettes consiste à décomposer le signal du CdP dans le domaine de temps et de fréquences en même temps pour créer différentes bandes de fréquences (Lacour et al., 2008). Bien qu’il existe plusieurs manières de diviser les bandes de fréquences, de récentes études utilisant cette analyse dans une situation de double tâche (Richer & Lajoie, 2020; St-Amant et al., 2020) ont utilisé la procédure suggérée par Quek et al. (2014). Cette approche consiste à mesurer l’énergie présente dans un signal divisé en quatre bandes de fréquences représentant chacun un système utile au contrôle de la posture. La bande *modérée* (1.56-6.25 Hz) serait liée à la proprioception (Kapteyn & Wit, 1972; Quek et al., 2014; Taguchi, 1978), la bande *basse* (0.39-1.56 Hz) au cervelet (Diener et al., 1984; Quek et al., 2014), la bande *très-basse* (0.10-0.39 Hz) au système vestibulaire (Cernacek et al., 1973; Chagdes et al., 2009; Kapteyn & Wit, 1972; Mano et al., 1976; Oppenheim et al., 1999; Quek et al., 2014; Soames & Atha, 1982) et la bande *ultra-basse* (<0.10Hz) au système visuel (Berthoz et al., 1979; Chagdes et al., 2009; Oppenheim et al., 1999; Quek et al., 2014).

Richer et Lajoie (2020) ont observé qu’effectuer une double tâche menait à une augmentation de l’énergie provenant de la bande *basse* et *très-basse* et à une diminution

de l'énergie provenant de la bande *ultra-basse*. Quant à eux, St-Amant et al. (2020), ont observé une augmentation de la contribution de la bande *basse* et une diminution de la bande *ultra-basse*. Étant donné que le système vestibulaire serait impliqué dans la réalisation de mouvements non volontaires (Cullen et al., 2011) et que le cervelet serait important pour acquérir et exécuter des mouvements automatiques (Lang & Bastian, 2002), les changements de fréquences observés par Richer et Lajoie (2020) et St-Amant et al. (2020) suite à l'exécution d'une tâche cognitive auraient été attribués à un contrôle devenant plus automatique. Cependant, il n'est pas clair quelle est la meilleure manière de délimiter les bandes de fréquences reliées à la proprioception, au cervelet et au système vestibulaire (Quek et al., 2018). En effet, les bandes de fréquences utilisées dans la littérature se chevauchent parfois. Par exemple, Oppenheim et al. (1999) associent les fréquences de 0.10 à 0.50 Hz au système vestibulaire alors que, Berthoz et al. (1979) associent les fréquences de 0.00 à 0.20 Hz au système visuel. Bien que la division des bandes de fréquences reste imprécise, une implication plus importante des plus hautes fréquences pourrait toutefois suggérer un comportement plus automatique (Richer & Lajoie, 2020).

L'utilisation de l'analyse en ondelettes serait plus adéquate que la transformation rapide de Fourier, souvent utilisée pour obtenir la fréquence moyenne du signal. En effet, comparée à la transformation rapide de Fourier, l'analyse en ondelettes aurait une meilleure précision fréquentielle et temporelle et serait plus adéquate pour analyser un signal non stationnaire (Sifuzzaman et al., 2009).

Chapitre 2 - Introduction, objectifs et hypothèses

2.1 Introduction

Pour certains, se tenir debout peut paraître relativement simple, mais il s'agit en réalité d'un comportement moteur complexe (Woollacott & Shumway-Cook, 1996). Un contrôle postural défectueux pourrait avoir des conséquences désastreuses dans la vie de tous les jours (Najafi et al., 2010). Au cours des années, un grand nombre de chercheurs ont tenté de développer des moyens d'améliorer la posture des personnes. Cependant, pour arriver à un développement de méthodes ou technologies efficaces, il est nécessaire de mieux comprendre les mécanismes qui régissent le contrôle postural.

L'être humain ne peut se tenir debout totalement immobile, même en se concentrant (Peterka, 2002). Il est généralement accepté que l'oscillation posturale serait associée à la présence d'un bruit ou d'un délai au sein du contrôle postural (Asai et al., 2009; Gawthrop et al., 2011; Janusz et al., 2016; Kiemel et al., 2002, 2006; Peterka, 2002; Van Der Kooij et al., 2001). Cependant, certains remettent en question cette interprétation et suggèrent que l'oscillation pourrait avoir un rôle exploratoire (Ricchio, 1993; Ricchio & Stoffregen, 1988). Selon cette notion d'exploration, le corps oscillerait, en partie, pour stimuler certains récepteurs sensoriels afin d'obtenir de l'information sur son environnement (Ricchio, 1993). Ce n'est cependant que depuis l'étude de Carpenter et al. (2010) qu'il aura été possible d'observer ce qui semblerait être une indication tangible d'un comportement exploratoire au sein de l'oscillation posturale.

Par le biais de quatre études, Carpenter et Murnaghan ont observé qu'immobiliser artificiellement le corps de participants se tenant en station debout augmentait le déplacement du CdP (Carpenter et al., 2010; Murnaghan et al., 2011, 2013, 2014). Ces

chercheurs ont alors proposé que le SNC augmentait automatiquement le déplacement du CdP pour contrer l'immobilisation qui empêchait le corps d'explorer l'environnement. Contrer l'immobilisation du corps permettrait ainsi un certain mouvement qui, à son tour, permettrait de récolter de l'information sensorielle essentielle au maintien de la station debout (Riccio, 1993). Afin d'appuyer ce concept d'oscillation exploratoire, il a été démontré que cette augmentation n'était pas la cause d'une illusion sensorielle, d'une dérive motrice ou d'un ajustement du modèle interne (Carpenter et al., 2010; Murnaghan et al., 2011, 2013). Cependant, d'autres explications potentielles restent à être écartées. Il serait entre autres possibles que cette augmentation soit en réalité la résultante d'un contrôle volontaire.

En effet, basé sur la théorie des contraintes de l'action (Wulf, 2013), certains suggèrent que penser à maintenir son corps le plus immobile possible aurait comme effet d'interférer avec les processus automatiques qui régulent la posture, ce qui résulterait en une augmentation de l'oscillation (Lajoie, Richer, Jehu, & Tran, 2016; Polskaia et al., 2015; Potvin-Desrochers et al., 2017; Richer, Polskaia, et al., 2017; Richer, Saunders, et al., 2017; Richer et al., 2020; Richer & Lajoie, 2020; St-Amant et al., 2020). Par contre, il serait possible de diminuer cette interférence en déplaçant le focus de l'attention hors de la tâche posturale à l'aide d'un paradigme de double tâche (Potvin-Desrochers et al., 2017). Réduire l'interférence donnerait libre cours aux processus automatiques pour réguler la posture d'une manière plus efficace (Wulf, 2013). Ce contrôle « plus automatique » causé par la double tâche aurait entre autres été observé par une diminution de l'oscillation posturale (Andersson et al., 2002; Dault et al., 2003; Jamet et al., 2007; Kerr et al., 1985; Kręcis & Kuczyński, 2018; Lajoie, Richer, Jehu, & Tran, 2016; Maylor et al., 2001; Polskaia et al.,

2015; Polskaia & Lajoie, 2016b; Potvin-Desrochers et al., 2017; Richer, Polskaia, et al., 2017; Riley et al., 2005; Siu & Woollacott, 2007; Stins et al., 2011; Swan et al., 2004, 2007; Ueta et al., 2014; Weeks et al., 2003), mais aussi par certains changements dans la régularité (Cavanaugh et al., 2007; Donker et al., 2007; Kupper et al., 2020; Manor et al., 2010; Michaud et al., 2020; Potvin-Desrochers et al., 2017; Roerdink et al., 2006, 2011; St-Amant et al., 2020; Stins et al., 2009) et la fréquence du signal du CdP (Potvin-Desrochers et al., 2017; Richer & Lajoie, 2020; St-Amant et al., 2020).

On en vient donc à se demander si l'augmentation du déplacement du CdP observé par Carpenter et de Murnaghan (Carpenter et al., 2010; Murnaghan et al., 2011, 2013, 2014) représente réellement un comportement automatiquement contrôlé par le SNC ou si, au contraire, elle représente l'interférence provenant d'un contrôle volontaire. Le fait que cette augmentation persiste malgré la présence de biofeedback (Murnaghan et al., 2011) pourrait déjà suggérer un possible comportement automatique. En effet, certaines recherches qualifient le biofeedback comme étant un focus externe (Choi et al., 2015; McAllister Byun et al., 2016). Cependant, il n'est pas clair si l'attention était dirigée exclusivement sur le biofeedback enfin d'en faire un vrai focus externe. De plus, il est reconnu qu'un paradigme de double tâche serait plus efficace à promouvoir un contrôle automatique qu'un simple focus externe qui aurait le défaut de permettre des allers-retours entre les deux types de focus (Polskaia et al., 2015; Richer et al., 2020; Richer, Polskaia, et al., 2017; Richer, Saunders, et al., 2017).

Ainsi, dans un premier lieu, cette thèse tentera de vérifier si le déplacement du CdP observé lors de l'immobilisation du CdM est réellement d'origine automatique à l'aide

d'une double tâche spécifique qui a réussi à promouvoir un contrôle plus automatique à plusieurs reprises (Lajoie, Richer, Jehu, & Tran, 2016; Polskaia et al., 2015; Potvin-Desrochers et al., 2017; Richer, Polskaia, et al., 2017; Richer, Saunders, et al., 2017; Richer et al., 2020; Richer & Lajoie, 2020; St-Amant et al., 2020). La tâche en question consiste à retenir combien de fois deux chiffres spécifiques sont mentionnés dans une séquence auditive de nombres à trois chiffres. Cette tâche a l'avantage d'être difficile, continue, auditive et silencieuse.

De plus, l'augmentation du déplacement du CdP a uniquement été observée par une augmentation de la variabilité du CdP. En effet, aucune autre variable n'a été mesurée par Carpenter et al. (2010) et Murnaghan et al. (2011, 2013, 2014). L'effet de l'immobilisation du CdM sur d'autres variables du CdP est donc incertain. Pourtant, ces variables pourraient être utiles pour mieux comprendre le comportement du CdP lors de l'immobilisation du CdM. Ainsi, en second lieu, cette thèse vérifiera l'effet de l'immobilisation sur différentes mesures linéaires et dynamiques.

L'oscillation exploratoire est un concept nouveau qui défie le consensus actuel. Malheureusement, depuis les publications de Riccio (1993) et de Carpenter et al. (2010), plusieurs ont utilisé ce concept afin d'expliquer des changements de l'oscillation, sans pour autant fournir des preuves tangibles (Bermejo et al., 2018; S. Clark & Riley, 2007; Dettmer et al., 2015; Gatev et al., 1999; Mei et al., 2013; Negahban et al., 2016; Prado-rico et al., 2018; Pua et al., 2011; Quatman-Yates et al., 2015; Rhine et al., 2015; Riley & Clark, 2003; Šarabon et al., 2018; Van Emmerik & Van Wegen, 2000). Cette utilisation libérale met en avant l'importance de mieux comprendre les résultats de Carpenter et al. (2010). Dans son

ensemble, cette thèse permettra de mieux saisir l'effet de l'immobilisation du CdM sur le déplacement du CdP pour permettre une meilleure compréhension des mécanismes du contrôle postural et du concept d'oscillation exploratoire.

2.2 Objectifs

L'objectif principal de cette thèse est de déterminer, à l'aide d'un paradigme de double tâche, si le déplacement du CdP observé lors de l'immobilisation du CdM (caractérisé par une augmentation chez la plupart des participants des études de Carpenter et al. (2010) et Murnaghan et al. (2011, 2013, 2014)) est d'origine automatique ou si au contraire, il s'agit de la conséquence d'un contrôle volontaire.

Par la même occasion, cette thèse permettra de revisiter l'effet de l'immobilisation du CdM sur différentes variables linéaires et dynamiques du CdP.

2.3 Hypothèses

En prenant compte de la revue de la littérature présentée au Chapitre 1, différentes hypothèses peuvent être émises. À noter cependant que l'effet de l'immobilisation du CdM a seulement été observé sur la variabilité du CdP. Considérant la nouveauté de cette expérience et l'effet contradictoire (c.-à-d. qui contredit le consensus actuel du contrôle postural), il n'est pas possible d'émettre d'hypothèse directionnelle en ce qui concerne l'effet de l'immobilisation sur certaines variables du CdP. Les deux hypothèses de ce projet sont donc les suivantes :

- 1) Immobiliser le CdM devrait augmenter le déplacement du CdP (variabilité et aire d'oscillation) et modifier sa complexité dans la direction antéro-postérieure.
- 2) Ajouter une double tâche lors de l'immobilisation ne devrait pas affecter les

variables du CdP observées, ce qui signifierait que le déplacement du CdP serait déjà automatique lors de l'immobilisation.

Chapitre 3 - Manuscrit

Une copie de ce présent manuscrit a été envoyé pour révision au *Journal of Motor Behavior*
(17 avril 2020).

Effect of Center of Mass Immobilization on Center of Pressure Displacement in Single and Dual-Task

Lucas Michaud^a, David Lafleur^a, Yves Lajoie^{a*}

^aSchool of Human Kinetics, University of Ottawa, Ottawa, ON, Canada;

*Yves Lajoie, PhD. (corresponding author)

University of Ottawa, Health Sciences, School of Human Kinetics

125 University St, Ottawa, Ont., Canada, K1N 6N5

Telephone: +1-613-562-5800 ext. 4273

Fax: (613) 562-5497

Email: ylajoie@uottawa.ca

Effect of Center of Mass Immobilization on Center of Pressure Displacement in Single and Dual-Task

Recent research showed that artificially immobilizing the center of mass (COM) of participants in a standing position increased the center of pressure (COP) variability. This increase has been interpreted as an exploratory behavior. The objectives of this study are to investigate if this exploratory behavior is (1) reflected in other COP variables and (2) automatically controlled using a dual-task paradigm. Sixteen young adults were strapped to an apparatus which allowed them to sway freely (“unlocked”) or to be immobilized (“locked”) without their knowledge. Participants undertook the two phases (unlocked and locked) in a single-task and dual-task condition. Results suggested the presence of an exploratory behavior through different COP variables. Results also suggested this exploratory behavior to be automatic by nature.

Dual-task, postural control, exploratory sway, automaticity.

Word count: 5175

Introduction

Standing in an upright position is a complex motor behavior which poor control could have a disastrous effect on one’s daily life. When standing, the body is constantly being destabilized by different internal and external forces acting on the center of mass (COM) (Winter, 1995). The central nervous system (CNS) must integrate a high quantity of sensorial information to create postural adjustments that allow the COM to be maintained in a stable position (Samuel, 2015). One way to create those postural adjustments is by moving the center of pressure (COP – average ground reaction force) in different directions through lower limbs’ muscle contractions (Paillard & Noé, 2015; Winter, Prince, Frank, Powell, & Zabjek, 1996). It is generally suggested that postural

sway might be, in part, the consequence of errors or delays somewhere in the systems that create those postural adjustments (Peterka, 2002; Winter et al., 1990). However, recent research challenged this understanding and suggests that sway might be created by the CNS for an exploratory purpose (Carpenter et al., 2010; Murnaghan et al., 2011, 2013, 2014).

Carpenter et al. (2010) argued that if the COP was purely moved to control for stability, artificially immobilizing the COM of a participant in a stable position should decrease the COP displacement since postural adjustments would not be needed. However, by using COP variability as their main variable, they found that “locking” someone’s COM in the anterior-posterior direction increased the displacement of the COP in that same direction. Further experiments showed that the increase in COP displacement was not the consequence of a sensory illusion (Murnaghan et al., 2011), a motor drift (Murnaghan et al., 2011), or an adaptation of the internal model (Murnaghan et al., 2013). It was therefore suggested that it might represent an exploratory behavior where the CNS would automatically move the COP to create motion to free the body from the immobilization. The exploratory concept illustrates that sway variability might be used by the CNS as a way to collect information about someone’s environment that could be useful for postural control (Carpenter et al., 2010; Riccio, 1993). However, as there is no tangible proof from those experiments that the increase in COP displacement was automatically controlled by the CNS, it could also be argued that this increase could be the result of a voluntary control.

Many experiments from Wulf’s laboratory (see Wulf (2013) for a general overview) suggest that when participants are allowed to think about their posture (e.g.

when asked to stand as still as possible), they tend to voluntarily control it. Their “constrained action theory” suggests that this voluntary control creates some interferences with automatic processes that also control the posture (Wulf, 2013). When participants shift their focus of attention away from the postural task, through a dual-task paradigm for instance, the voluntary control is reduced to promote a more automatic and efficient control by the CNS (Wulf, 2013). This has been shown by a reduction of sway (Lajoie, Richer, Jehu, Polskaia, et al., 2016; Polskaia et al., 2015; Richer, Polskaia, et al., 2017; Richer, Saunders, et al., 2017; Richer & Lajoie, 2020).

In addition, the use by Carpenter et al. (2010) and Murnaghan et al. (2011, 2013, 2014) of COP variability as the only measured variable might lack information. The use of dynamic measures of the COP signal is another alternative that could provide valuable information about the inherent complexity of the COP signal and help understand changes in COP displacement when the COM is being immobilized (Donker et al., 2007; Roerdink et al., 2006). They can also provide helpful information about the automaticity of control (Donker et al., 2007).

For instance, sample entropy (SampEn) is a dynamic variable used to assess the regularity of the COP signal (Lake et al., 2002; Richman & Moorman, 2000). It is suggested that a more irregular signal might represent a more automatic control as observed under dual-task conditions (Donker et al., 2007; Richer & Lajoie, 2020; Stins et al., 2009).

Automaticity under dual-task conditions has also been suggested through the wavelet transform. The wavelet transform is an alternative to the fast Fourier transform that can be processed in the time and the frequency domains simultaneously (Lacour et

al., 2008; Richer & Lajoie, 2020; Sifuzzaman et al., 2009). Although it can be used in different ways, previous studies decomposed the COP signal in four frequency bands associated with different systems (Quek et al., 2014, 2018; Richer & Lajoie, 2020; St-Amant et al., 2020). The moderate frequency band (1.56 to 6.25 Hz) was associated to the proprioceptive system (Kapteyn & Wit, 1972; Quek et al., 2014; Taguchi, 1978), the low-frequency band (0.39 to 1.56 Hz) to the cerebellum (Diener et al., 1984; Quek et al., 2014), the very-low frequency band (0.10 to 0.39 Hz) to the vestibular system (Cernacek et al., 1973; Chagdes et al., 2009; Kapteyn & Wit, 1972; Mano et al., 1976; Oppenheim et al., 1999; Quek et al., 2014; Soames & Atha, 1982) and the ultralow frequency band (under 0.10 Hz) to visual system (Berthoz et al., 1979; Chagdes et al., 2009; Oppenheim et al., 1999; Quek et al., 2014). Recent studies using dual-task conditions suggested that a decrease in the contribution from the visual system and an increase in contribution from the cerebellum (Richer & Lajoie, 2020; St-Amant et al., 2020) could indicate a more automatic control since the cerebellum is known to be important for automatic movement executions (Lang & Bastian, 2002). There is also evidence suggesting that an increase in the vestibular system contribution could indicate automaticity (Richer & Lajoie, 2020).

Therefore, the objective of this study is to (1) analyse the change in COP displacement after the COM immobilization using different traditional and dynamic variables and (2) to determine, with the help of a dual-task paradigm, if the COP displacement observed under the immobilization is automatic. This study is based on two hypotheses: (1) immobilizing the COM should increase COP displacement and change its complexity (mainly in the anterior-posterior direction); and (2) the COP displacement

and complexity when immobilizing the COM will not change in a dual-task condition compared to a single-task condition since it is supposed to be already automatic.

Method

Participants

Sixteen young adults between 18 and 30 years of age were recruited (9 males and 7 females; age = 22.81 ± 2.90 years; weight = 69.69 ± 12.70 kg; height = 174.23 ± 6.89 cm). Each participant had to complete a health questionnaire and sign a consent form approved by the university's Ethics Board prior to the experiment. Participants had no physical injury, neurological problem or other health issue that could affect their posture. The sample size used is in accordance with Carpenter et al., (2010) (two groups of respectively 19 and 18 participants), Murnaghan et al., (2011) (16 participants), Murnaghan et al., (2013) (18 participants) and Murnaghan et al., (2014) (12 participants).

Apparatus

To obtain the COP position in the anterior-posterior (AP) and the medial-lateral (ML) direction, the body's projection of ground-reaction force was recorded with an AMTI force plate (ORG-6-1000, Watertown, MA, USA) at a sampling frequency of 100 Hz.

Immobilization was achieved with a similar device than the one used by Carpenter et al. (2010) and Murnaghan et al. (2011, 2013, 2014). For each performed trial, participants were firmly attached to a rigid wood board (1.66 x 0.61 m; 7 kg) through straps around their head, shoulders, chest, waist, hips and lower legs (Figure 3.1). The wood board was attached by a rope to a closed-loop pulley system composed of two

wheels. A braking system was installed to the rear wheel and was manually activated to “lock” or “unlock” the participant when desired. Participants wore a blinder that blocked a small part of the peripheral vision (horizontally and vertically) in order to remove distraction from the apparatus. For the dual-task, two speakers were placed on either side of participants. Finally, a 9 V potentiometer was instrumented on the rear wheel axle to measure the linear movement of the rope which is indicative of the COM displacement in the anterior-posterior direction.

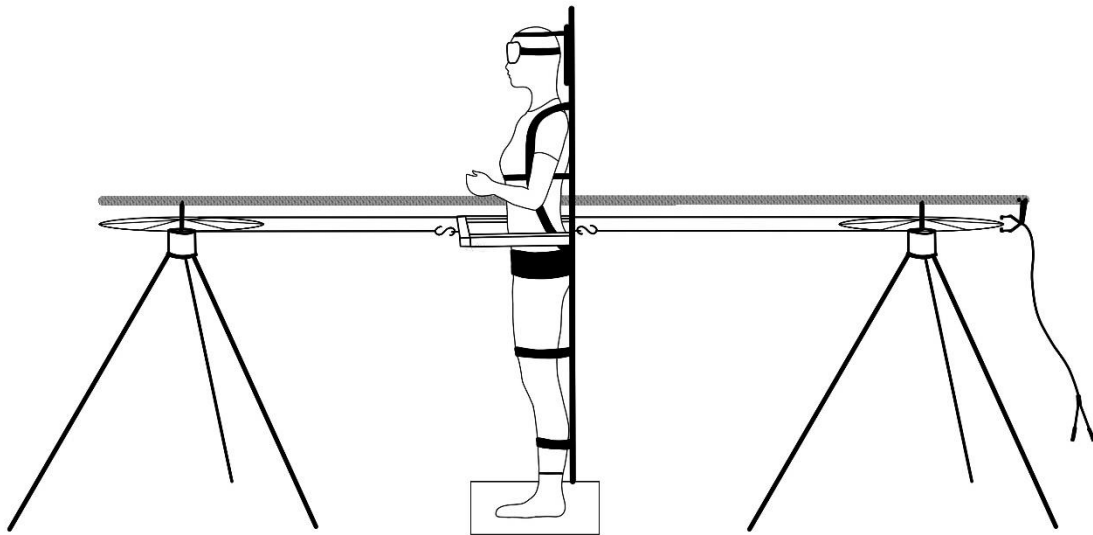


Figure 3.1. Side view illustration of the apparatus used to immobilize the COM.

Dual-Task

For the dual-task condition, participants had to quietly perform a challenging continuous cognitive task (Lajoie, Richer, Jehu, & Tran, 2016; Polskaia & Lajoie, 2016; Richer, Polskaia, et al., 2017; Richer & Lajoie, 2020; St-Amant et al., 2020). The task consisted of keeping count of how many times two specific digit were heard in a sequence of 30 three-digit numbers presented at 2 s intervals (e.g., count the number of 4 and 3 in the following sequence: 436, 729, 344, etc.). Participants were prohibited from using any memorization techniques such as counting with their fingers or whispering. The task had to be done quietly since speaking could have increased sway (Dault et al., 2003). If participants lost their count during the trial, they had to continue counting from the last number they remembered instead of stopping the task and guessing an answer. Like previous studies using this secondary task, trials were redone if the answer fell outside ± 6 of the real answer or if it was guessed. This was done to make sure that participants were performing the cognitive tasks while keeping it challenging. Every participant had to redo at least one trial. Thirty seconds practices were conducted in a sitting and standing position prior to the experiment.

Single-Task

For the single-task condition, participants were not required to perform a cognitive task.

Procedure

The procedure was similar to the one used by Carpenter et al. 2010, except for few minor

modifications. Figure 3.2 represents the two possible trial configurations used in this experiment. For each trial, participants stood quietly on the force platform with their feet parallel at shoulder width, arms crossed and the wood board strapped to their body. They were told to minimize extensive voluntary movement and to look at an eye-level target three meters in front of them. Feet position was marked on the force platform.

Trial phases

Every trial had a similar progress; they were divided in five phases. All phases were continuous (i.e. there was no break between phases):

- (1) The first 30 s of the trial was used to stabilize the transient component of sway (Carpenter et al., 2010).
- (2) The second 30 s (30 s to 60 s) was used to measure the mean position of the COP.
- (3) After the first minute, participants entered in the “unlocked” phase (UL) for 75 s (60 s to 135 s). The first 5 s and the last 10 s were discarded.
- (4) After the UL phase, participants entered the “waiting phase”. During this phase, the brake was manually activated to immobilize the participant without his knowledge. Before braking, the COP position of the participant had to be within ± 2 standard deviation of the mean position measured during phase 2. If the brakes were not activated after waiting 60 s, the trial was redone.
- (5) After the brake activation, participants entered the “locked” phase (L) for 75 s (135 s to 210 s). For this phase, only the last 60 s were analyzed to remove sudden COP movements that could have been present following the break activation.

Course of a trial with dual-task

We considered that the cognitive task used in this experiment was too hard to be performed continuously during the entire trial. Therefore, per trial, the dual-task was only performed during either the unlocked or the locked phase for 60 s, thus creating two trial configurations (Figure 3.2). For the first configuration, if the unlocked phase was performed in dual-task (UL-DT), the locked phase that followed was performed in single-task (L-ST). For the second one, if the unlocked phase was performed in single-task (UL-ST), the locked phase was performed in dual-task (L-DT).

Digits for the cognitive task were not given at the beginning of the trial to minimize the risk of forgetting them. For UL-DT, they were given during the first 5 s of the unlocked phase (i.e. the 5 s removed from the analysis) and the answer was given during the last 10 s of the same phase (i.e. the 10 s removed from the analysis). For L-DT, the first 15 s of the locked phase (i.e. the 15 s removed from the analysis) was used to give to the participant the digits and the participant was asked to give the answer at the end of the trial.

Participants were not told that they were being immobilized and questioning revealed that they didn't realize it either. The brake was hidden when not used. Also, participants had no clue as for when during the trial the dual-task would start and that they had only 10 s to give the answer when the dual-task was performed in the unlocked phase. Participants were told that the trial was over only after they gave their answer for L-DT.

Each condition was performed 5 times as recently suggested for dual-task experiments (Michaud et al., 2020). Considering the two configurations (i.e. UL-DT + L-ST and UL-ST + L-DT), a minimum of 10 trials were completed (5 times each

configuration). However, due to an increase in fatigue expressed by every participant, the last trial for each configuration was removed from the analysis, reducing to 4 the number of condition's repetition used for the analysis. The two possible configurations were counterbalanced between participants and alternated between trials. Breaks of approximately two minutes were allowed between trials.

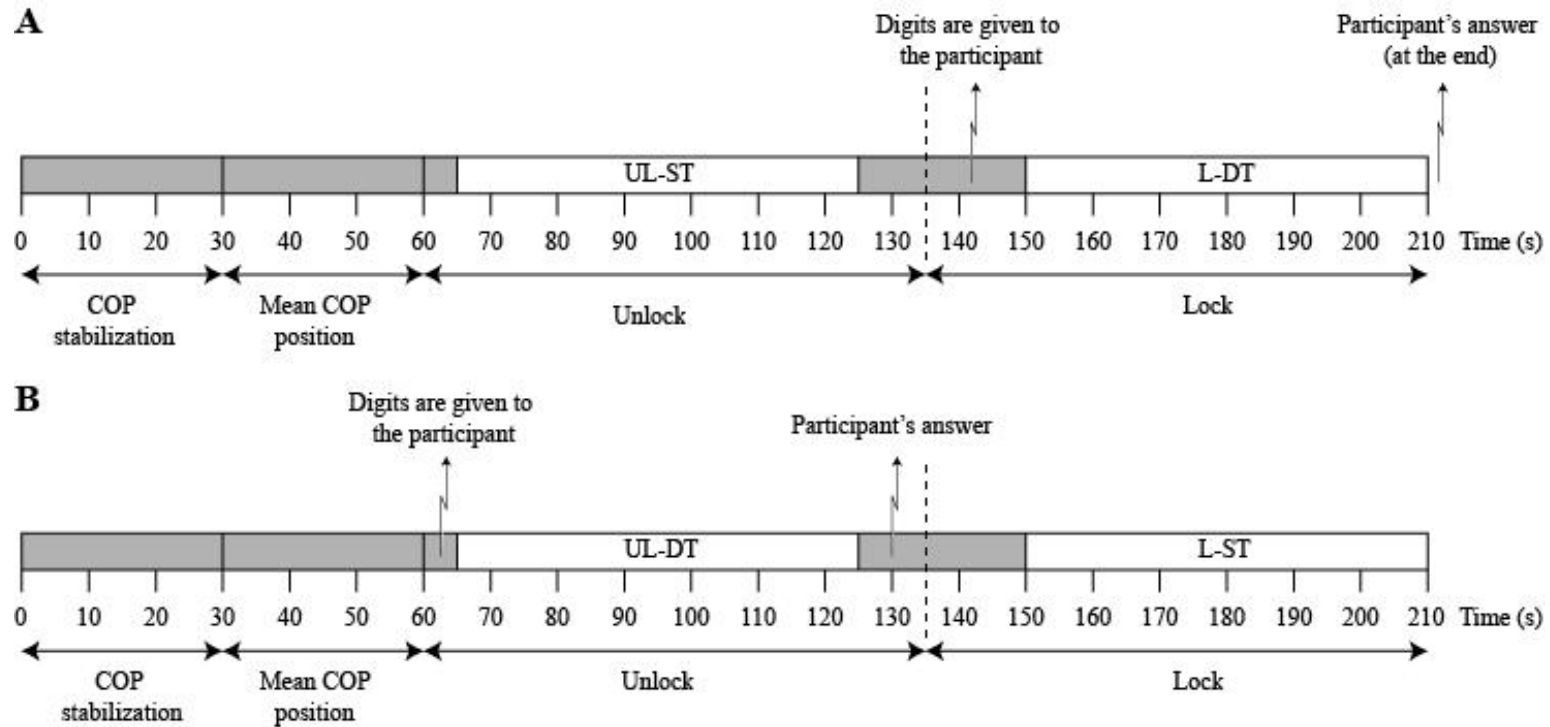


Figure 3.2. Representation of the two trial configurations; grey areas represent the sections of a trial that are not used for the data analysis; the dash vertical line represents the moment when the brake is being activated. **(A)** The dual-task is performed during the locked phase. The two digits are given within the 15 s following the brake activation and the participant's answer is provided at the end of the trial. **(B)** The dual-task is performed during the unlocked phase. The two digits are given within the 5 s following the mean COP position phase and the participant's answer is provided in the final 10 s of the unlocked phase.

Data analysis

Prior to any analyses, as done by Carpenter et al. (2010), the COP and the rope time series for the four conditions (UL-ST, UL-DT, L-ST, LDT) were passed through a second order low-pass Butterworth filter with a cut-off frequency of 5 Hz. The COP time series were analyzed with Matlab 2019b software (MathWorks, Natick, MA, USA) to obtain traditional and dynamic measures. The traditional measures were the area of 95% confidence ellipse (area), the mean velocity (mVel) in AP and ML directions and the standard deviation (COP-SD) in AP and ML directions. The dynamic measures were SampEn the Wavelet transform in AP and ML direction. Matlab software was also used to obtain the standard deviation of the rope displacement (R-SD).

SampEn is a measured of regularity that provide a value between 0 and 1. The higher the value, the more irregular is the COP signal (Richer & Lajoie, 2020). The formula of Richman and Moorman (1) was used for its calculation (Richman & Moorman, 2000):

$$\text{SampEn}(m, r, N) = -\log\left(\frac{A(r)}{B(r)}\right) \quad (1)$$

where m is the number of data points to be compared in a sequence of N length and where $A(r)$ and $B(r)$ are the total number of concordant sequences according to the level of tolerance r in the appropriate dimensional space (i.e., $m-1$ for $A(r)$ and m for $B(r)$) (Lake et al., 2002; Richman & Moorman, 2000). A value of $m=2$ and $r=0.2*SD$ (standard deviation) were used (Richer & Lajoie, 2020).

The wavelet transform was based on the procedure used by Quek et al.(2014), Richer & Lajoie (2020), and St-amant et al (2020). The COP signal was first divided using a 12-levels Symlet-8 wavelet with a one-dimension multisignal analysis. The 12 levels were then combined to create 4 frequency bands associated with different systems: moderate (1.56 to 6.25 Hz – proprioceptive system), low- (0.39 to 1.56 Hz - cerebellum), very-low (0.10 to 0.39 Hz – vestibular system), and ultralow (under 0.10 Hz – visual system).

Statistical analysis

For the variables area, SD-COP, SampEn, mVel and SD-R, non-orthogonal *a priori* (planned) comparisons were performed using Matlab. Because the contrasts were not all mutually orthogonal, the Bonferroni correction was used (Kirk, 2013; Ruxton & Beauchamp, 2008). However, while the Bonferroni correct for Type I error, it also dramatically increases the risk of Type II error. As such, alpha value was set à 0.1 as suggested by Chandler (1995) to appropriately balance between experiment-wise error and power. The condition compared with planned comparisons were (1) UL-ST vs UL-DT (2) L-ST vs L-DT and (3) UL-ST vs L-ST. Planned comparisons were chosen over traditional analysis of variance for those variables because we were only interested in specific comparisons. Effect size was also calculated with Hedges' g^* using a toolbox for Matlab (Hentschke, 2020).

For the wavelet decomposition, a 2x2x4 repeated ANOVA was computed with SPSS 25 (IBM, Chicago, USA) to observe the changes in the four frequency bands over the two tasks (single and dual-task) and the two phases (unlocked and locked). For the ANOVA, an alpha value of 0.05 was used. If needed, a Greenhouse-Geisser correction of

sphericity was performed. A post-hoc analysis was performed if needed using the Bonferroni correction and an alpha value of 0.1 for the same reason previously mentioned.

Results

An example of the COP excursion for one trial is shown in Figure 3.3. This excursion includes all five phases of the UL-ST + L-DT configuration.

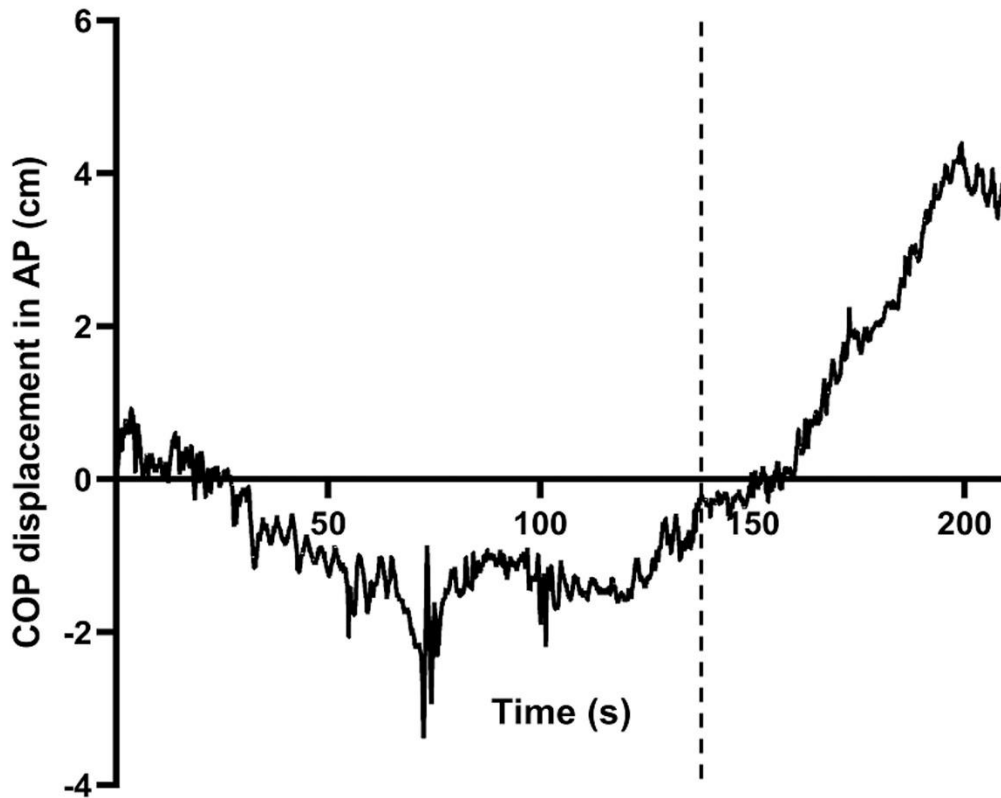


Figure 3.3. Representation of the COP excursion from one trial of the UL-ST+L-DT configuration in the anterior-posterior direction. Positive values correspond to a forward position and the dash vertical line represents the moment when the brake is being activated.

Planned comparisons

Mean and standard deviation of the variables analyzed through planned comparisons are presented in table 3.1. For the planned comparisons assessing the effect of the dual-task in a non-immobilized situation (UL-ST vs UL-DT), results suggest that the dual-task decreased significantly sway area ($M_{\text{diff}} = -0.459 \text{ cm}^2$, $t(15) = 2.472$, $p_{\text{adjusted}} = 0.078$, $g^* = -0.591$), SD-COP AP ($M_{\text{diff}} = -0.089 \text{ cm}$, $t(15) = 3.063$, $p_{\text{adjusted}} = 0.024$, $g^* = -0.510$) and SD-R ($M_{\text{diff}} = -0.115 \text{ cm}$, $t(15) = 2.551$, $p_{\text{adjusted}} = 0.067$, $g^* = -0.550$). By comparing UL-ST with L-ST, results showed that locking the COM decreased significantly mVel AP ($M_{\text{diff}} = -0.180 \text{ cm/s}$, $t(15) = 3.485$, $p_{\text{adjusted}} = 0.010$, $g^* = -0.576$) and SD-R ($M_{\text{diff}} = -0.584 \text{ cm}$, $t(15) = 9.695$, $p_{\text{adjusted}} < 0.001$, $g^* = -3.272$). All other planned comparisons (including L-SD vs L-DT) were not significant ($p_{\text{adjusted}} > 0.100$)

Table 3.1. Average \pm standard deviation of the variables used in the planned comparisons for the four conditions and summary of the planned comparisons (Area: area of 95% confidence ellipse; SD-COP: standard deviation of the COP displacement; mVel: mean velocity; SampEn: sample entropy; SD-R: standard deviation of the rope displacement; ML: medial-lateral; AP: anterior-posterior; # $p < 0.1$; * $p < 0.05$; ** $p < 0.01$; *** $p < 0.001$).

Variable	Condition				Planned comparisons	
	UL-ST	UL-DT	L-ST	L-DT	UL-ST vs UL-DT	UL-ST vs L-ST
Area (cm²)	1.218 \pm 0.951	0.759 \pm 0.429	1.376 \pm 1.059	1.018 \pm 0.692	#	
SD-COP (cm)						
ML	0.162 \pm 0.086	0.130 \pm 0.053	0.136 \pm 0.059	0.130 \pm 0.060		
AP	0.452 \pm 0.240	0.363 \pm 0.132	0.523 \pm 0.265	0.521 \pm 0.306	*	
mVel (cm/s)						
ML	0.335 \pm 0.100	0.286 \pm 0.063	0.325 \pm 0.114	0.280 \pm 0.081		
AP	0.636 \pm 0.169	0.566 \pm 0.111	0.456 \pm 0.158	0.405 \pm 0.105		**
SampEn						
ML	0.103 \pm 0.033	0.097 \pm 0.031	0.105 \pm 0.034	0.113 \pm 0.037		
AP	0.065 \pm 0.026	0.072 \pm 0.035	0.045 \pm 0.030	0.057 \pm 0.048		
SD-R (cm)	0.620 \pm 0.358	0.486 \pm 0.186	0.036 \pm 0.016	0.039 \pm 0.026	#	***

Wavelet

ML direction

For the wavelet transform in ML, there was a significant interaction of brake*bands ($F(1.749, 2.643) = 4.815, p = 0.020, \eta^2 = 0.243$) and of task*bands ($F(3,45) = 2.922, p = 0.044, \eta^2 = 0.163$). There was also a significant main effect of the bands ($F(1.529, 22.938) = 7.312, p = 0.006, \eta^2 = 0.328$) and the brake ($F(1,15) = 15.269, p = 0.001, \eta^2 = 0.504$).

Post-hoc analysis of the interaction brake*bands (Figure 3.4) revealed that immobilizing the COM increased the contribution of the medium frequency band ($p_{adjusted} = 0.005, g^* = 0.476$) and decreased the contribution of the very-low ($p_{adjusted} = 0.004, g^* = -0.679$) and ultralow ($p_{adjusted} = 0.100, g^* = -0.475$) frequency bands. Under the unlocked phase, the contribution of the very-low frequency band was significantly lower than the low ($p_{adjusted} < 0.001, g^* = -1.772$) and ultralow ($p_{adjusted} = 0.003, g^* = -1.324$) frequency bands. Under the locked phase, the contribution of the very-low frequency band was significantly lower than the medium ($p_{adjusted} = 0.029, g^* = -1.321$), low ($p_{adjusted} < 0.001, g^* = -2.504$) and ultralow ($p_{adjusted} < 0.001, g^* = -1.396$) frequency bands.

Post-hoc analysis of the interaction task*bands (Figure 3.4) revealed that performing a cognitive task decreased the contribution of the very-low frequency band ($p_{adjusted} = 0.007, g^* = -0.701$). Under the single-task, the contribution of the very-low frequency band was significantly lower than the low ($p_{adjusted} < 0.001, g^* = -1.780$) and ultralow ($p_{adjusted} < 0.001, g^* = -0.966$) frequency bands. Under the dual-task, the contribution of the very-low frequency band was significantly lower than the medium

($p_{adjusted} = 0.022$, $g^* = -1.321$), low ($p_{adjusted} < 0.001$, $g^* = -2.516$) and ultralow ($p_{adjusted} < 0.001$, $g^* = -1.717$) frequency bands.

AP direction

For the wavelet transform in AP, there was a significant interaction of brake*bands (F (1.820, 27.301) = 27.865, $p < 0.001$, $\eta^2 = 0.650$) and of task*bands (F (1.887, 28.308) = 7.682, $p = 0.003$, $\eta^2 = 0.339$). There was also a significant main effect of the bands (F (1.828, 27.422) = 191.047 $p < 0.001$, $\eta^2 = 0.927$).

Post-hoc analysis of the interaction brake*bands (Figure 3.4) revealed that immobilizing the COM decreased the contribution of the medium ($p_{adjusted} = 0.005$, $g^* = -0.898$) and low ($p_{adjusted} < 0.001$, $g^* = -2.091$) frequency bands and increased the contribution of the ultralow frequency band ($p_{adjusted} < 0.001$, $g^* = 1.628$). Under the unlocked phase, the contribution of the medium frequency band was significantly lower than the low ($p_{adjusted} < 0.001$, $g^* = -1.969$), very-low ($p_{adjusted} = 0.004$, $g^* = -1.652$) and ultralow ($p_{adjusted} < 0.001$, $g^* = -3.199$) frequency bands. The contribution of the ultralow frequency band was also significantly higher than the low ($p_{adjusted} = 0.005$, $g^* = 1.659$) and very-low ($p_{adjusted} < 0.001$, $g^* = 1.991$) frequency bands. Under the locked phase, the contribution of the medium frequency band was significantly lower than the low ($p_{adjusted} < 0.001$, $g^* = -1.478$), very-low ($p_{adjusted} < 0.001$, $g^* = -2.388$) and ultralow ($p_{adjusted} < 0.001$, $g^* = -7.257$) frequency bands. The contribution of the low frequency band was also significantly lower than the very-low ($p_{adjusted} < 0.001$, $g^* = -1.428$) and the ultralow ($p_{adjusted} < 0.001$, $g^* = -6.233$) frequency bands. Finally, the contribution of the very-low frequency band was significantly lower than the ultralow frequency band ($p_{adjusted} < 0.001$, $g^* = -4.227$).

Post-hoc analysis of the interaction task*bands (Figure 3.4) revealed that performing a cognitive task decreased the contribution of the very-low frequency band ($p_{adjusted} < 0.001$, $g^* = -0.931$) and increased the contribution of the ultralow ($p_{adjusted} = 0.042$, $g^* = 0.305$) and medium ($p_{adjusted} = 0.022$, $g^* = 0.285$) frequency bands. Under the single-task, the contribution of the medium frequency band was significantly lower than the low ($p_{adjusted} < 0.001$, $g^* = -1.299$), very-low ($p_{adjusted} < 0.001$, $g^* = -2.618$) and ultralow ($p_{adjusted} < 0.001$, $g^* = -3.856$) frequency bands. The contribution of the low frequency band was also significantly lower than the very-low ($p_{adjusted} = 0.028$, $g^* = -0.751$) and the ultralow ($p_{adjusted} < 0.001$, $g^* = -2.500$) frequency bands. Finally, the contribution of the very-low frequency band was significantly lower than the ultralow frequency band ($p_{adjusted} < 0.001$, $g^* = -2.103$). Under the dual-task, the contribution of the medium frequency band was significantly lower than the low ($p_{adjusted} < 0.001$, $g^* = -1.265$), very-low ($p_{adjusted} < 0.001$, $g^* = -1.502$) and ultralow ($p_{adjusted} < 0.001$, $g^* = -3.931$) frequency bands. The contribution of the ultralow frequency band was also significantly higher than the low ($p_{adjusted} < 0.001$, $g^* = 2.890$) and very-low ($p_{adjusted} < 0.001$, $g^* = 3.097$) frequency bands.

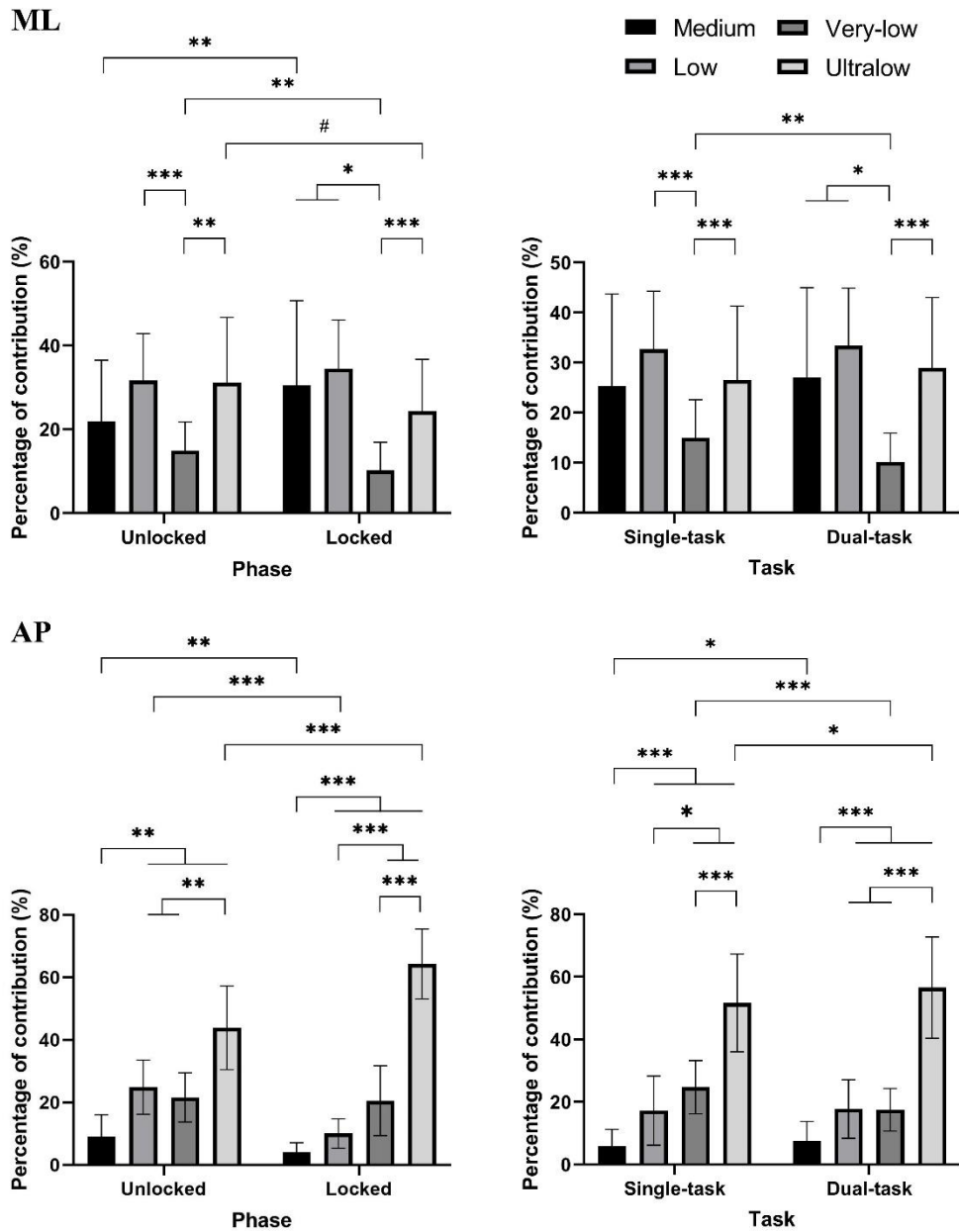


Figure 3.4. Percentage of contribution (%) of the medium, low, very-low and ultralow frequency bands obtained after the wavelet decomposition for the phase (unlocked and locked) and for the task (single-task and dual-task) in the medial-lateral (ML) direction and the antero-posterior (AP) direction (# $p < 0.1$; * $p < 0.05$; ** $p < 0.01$; *** $p < 0.001$).

Discussion

The objectives of this experiment were to determine (1) what would be the effect of the COM immobilization on some traditional and dynamic COP variables, and (2) if the COP displacement under the immobilization was automatic by nature. We hypothesized that during the locked phase (1) there should be an increase of the COP displacement and changes in its complexity compared to the unlocked phase and (2) adding a cognitive task to be performed (dual-task) should not change the COP displacement and its complexity since it is supposed to be already automatic. When possible, we expected the changes caused by the immobilization to be mainly in the AP direction.

The effect of immobilization on various COP variables

Contrary to our hypothesis, most of the observed variables were not affected by the immobilization. Although the design of the experiment was very similar to the one used by Carpenter et al. (2010) and Murnaghan et al. (2011, 2013, 2014), we did not manage to replicate their main findings. Indeed, SD-COP in AP did not show a significant increase between UL-ST and L-ST. The magnitude of the COP displacement, as assessed by the area, didn't changed either.

Like previous research, not all participants showed an increase in SD-COP AP. Only nine and eight participants showed an increase when comparing UL-ST to L-ST and UL-ST to L-DT respectively. For UL-ST vs L-ST and for UL-ST vs L-DT, the mean increase (when it occurred) was respectively 59.54 ± 54.00 % and 57.31 ± 39.19 %. Yet, Murnaghan et al. (2011) found an increase of 94.7 % for their “no feedback” condition and 183 % and 286 % for their two “feedback” conditions.

For those who showed a decrease in SD-COP AP for UL-ST compared to L-ST and for UL-ST compared to L-DT, the mean decrease was only 23.72 ± 21.93 % and 27.02 ± 19.63 % respectively. Interestingly, those values were lower than what has been observed by Carpenter et al. (2010). Nonetheless, these decreases were not consistent with the mean decreases of SD-R (COM movement) which was around 93%. If the COP only purpose was to control the alignment of the body against destabilizing forces, immobilizing the COM should have decrease the COP displacement to higher values than what was observed (Carpenter et al., 2010). The fact that there was no significant decrease in COP displacement still suggests the presence of an exploratory behavior.

Other characteristics of the COP displacement did however change after locking the COM. The COP displacement in the AP direction became slower with an increased contribution of the ultralow frequency band. We believe that the changes represent a strategy used to free the body from the immobilization. Looking at the graphical representation the COP in AP over time (Figure 3.3), it is possible to observe a COP trend in one direction, like if participants were “pulling” or “pushing” against the resistance. This suggests that the CNS might be changing its postural strategy to combat the immobilization in some trials, even if the COP variability didn’t increase per se.

The effect of the dual-task paradigm

The second objective of this study was to determine if the COP displacement under the immobilization was automatic through the use of a dual-task paradigm. As expected, results showed no effect of the dual-task during the immobilization except for one variable. To prove that the dual-task was efficient (i.e. that it promotes a more automatic control) during normal condition, we also looked at its effect during the unlocked phase.

When comparing the condition in the unlocked phase (UL-ST with UL-DT), there was a significant reduction of sway area and SD-COP AP. Multiple studies suggested that a reduction of sway during a dual-task indicate a postural control being more automatic (Lajoie, Richer, Jehu, Polskaia, et al., 2016; Polskaia et al., 2015; Richer, Polskaia, et al., 2017; Richer, Saunders, et al., 2017; Richer & Lajoie, 2020). Automaticity was also suggested by a reduction of SD-R during the dual-task.

However, in the AP direction, there was an increase of contribution of the ultralow frequency band caused by a decreased of contribution of the very-low frequency band. This observation could actually suggest that the control was less automatic under the dual-task condition (Richer & Lajoie, 2020; St-Amant et al., 2020). However, further investigation that looked at the data from the unlocked and locked phases individually suggests that these changes were mainly present in the locked phase. Furthermore, the effect size was small. Thus, we do not believe that it suggests a less automatic control.

Altogether, these results suggest that the dual-task used in this study was efficient in promoting a more automatic control during the unlocked phase. Although some dual-task used in the literature showed no effect or an augmentation of sway (Pellecchia, 2003; Vander Velde & Woollacott, 2008; Woollacott & Shumway-Cook, 2002), this specific dual-task has been shown to efficiently promote automaticity in multiple studies (Lajoie, Richer, Jehu, & Tran, 2016; Potvin-Desrochers et al., 2017; Richer, Polskaia, et al., 2017; Richer, Saunders, et al., 2017; Richer & Lajoie, 2020; St-Amant et al., 2020).

However, even if the dual-task was efficient for reducing SD-COP AP and sway area in the unlocked phase, there was no effect on any variable during the locked phase except for the wavelet transform. Taking into consideration the effect of the dual-task

during the unlocked phase, we suggest that the absence of significant difference in the locked phase represents a control being already automatic by nature.

Overall

Despite the fact that there was no increase in COP displacement, our findings do not necessarily go against Carpenter et al. (2010) and Murnaghan et al. (2011, 2013, 2014) interpretations. The presence of a COP movement during the immobilization, even if not larger, favor the possibility of an exploratory behavior. This exploratory behavior is further supported by velocity and frequency changes.

Previous research characterizes the variability of a motor behavior as an indication of an exploratory behavior (Gibson, 1988; Riccio, 1993). However, the locked phase in this experiment is not a natural situation. As the CNS realize that variability from normal sway is not enough to gather information from the environment, it may increase it to compensate until enough information is collected (Carpenter et al., 2010; Riccio, 1993). However, changes in velocity and frequency level may suggest that the COP displacement was used to pull or push against the immobilization in order to retrieve motions of the body. Thus, looking only at the COP variability may mask some useful information about strategies employed during the immobilization.

Contrary to our expectations, the wavelet transform did show that the dual-task increased the contribution of the ultralow frequency band during the immobilization. Normally, this would suggest a control less automatic since it relied more on visual information (Richer & Lajoie, 2020; St-Amant et al., 2020). However, none of the remaining variables were affected by the current cognitive task during the locked phase. Thus, considering also the small effect size, we do not believe that it represents a less

automatic control. As seen with the unlocked phase, if the COP displacement was not already automatic, performing a dual-task should have reduced the SD-COP and the sway area. This supports the possibility that the COP displacement during the immobilization is already automatically controlled by the CNS.

Limitations

One element to take into consideration is that participants had a wood board strapped on their back and were only able to sway as an inverted pendulum, prohibiting them from using other strategies than the ankle strategy (Carpenter et al., 2010). Being unable to use the hip strategy could have explained why the dual-task had no effect on the ML direction since the hip strategy is mainly linked to medial-lateral correction (Winter et al., 1996). Some studies found an in-phase and anti-phase relationship between the trunk and the leg angles (Creath et al., 2005; Sasagawa et al., 2009). Being strapped to the board removed this multisegmental relationship and could have explained why the complexity of the COP signal didn't change under the dual-task as suggested by the literature.

Conclusion

In conclusion, immobilizing the COM of someone standing shows that there is still some COP movement. Even if we didn't see an increase in COP displacement, our results still suggest that the COP displacement under COM immobilization might be an indication of an exploratory behavior. Supporting this interpretation is the non-effect of a dual-task paradigm during the locked phase, which suggests that the COP displacement could already be automatically controlled by the CNS. However, we suggest that COP variability alone, although valuable, might not be enough to assess the exploratory

behavior under the immobilization. Further researchers should investigate if this automatic exploratory behavior is also present in older adults. Doing so could help understand falls among an aging population.

Acknowledgement

The authors would like to thank D. Désilets for his contribution in the illustration of the apparatus.

Conflict of interest

The authors declared that there was no conflict of interest.

References

- Berthoz, A., Lacour, M., Soechting, J. F., & Vidal, P. P. (1979). The Role of Vision in the Control of Posture During Linear Motion. *Progress in Brain Research*, *50*, 197–209. [https://doi.org/10.1016/S0079-6123\(08\)60820-1](https://doi.org/10.1016/S0079-6123(08)60820-1)
- 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>
- Cernacek, J., Jagr, J., Harman, B., & Vyskocil, S. (1973). Stabilographic findings in central vestibular disturbances. *Agressologie*, *14*, 21–26.
- Chagdes, J. R., Rietdyk, S., Haddad, J. M., Zelaznik, H. N., Raman, A., Rhea, C. K., & Silver, T. A. (2009). Multiple timescales in postural dynamics associated with vision and a secondary task are revealed by wavelet analysis. *Experimental Brain Research*, *197*(3), 297–310. <https://doi.org/10.1007/s00221-009-1915-1>
- Chandler, C. R. (1995). Practical considerations in the use of simultaneous inference for multiple tests. *Animal Behaviour*, *49*(2), 524–527. <https://doi.org/10.1006/anbe.1995.0069>
- Creath, R., Kiemel, T., Horak, F., Peterka, R., & Jeka, J. (2005). A unified view of quiet and perturbed stance: Simultaneous co-existing excitable modes. *Neuroscience Letters*, *377*(2), 75–80. <https://doi.org/10.1016/j.neulet.2004.11.071>
- Dault, M. C., Yardley, L., & Frank, J. S. (2003). Does articulation contribute to modifications of postural control during dual-task paradigms? *Cognitive Brain*

Research, 16(3), 434–440. [https://doi.org/10.1016/S0926-6410\(03\)00058-2](https://doi.org/10.1016/S0926-6410(03)00058-2)

Diener, H. ., Dichgans, J., Bacher, M., & Gompf, B. (1984). Quantification of postural sway in normals and patients with cerebellar diseases. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, 57(2), 134–142. [https://doi.org/10.1016/0013-4694\(84\)90172-X](https://doi.org/10.1016/0013-4694(84)90172-X)

Donker, S. F., Roerdink, M., Greven, A. J., & Beek, P. J. (2007). Regularity of center-of-pressure trajectories depends on the amount of attention invested in postural control. *Experimental Brain Research*, 181(1), 1–11. <https://doi.org/10.1007/s00221-007-0905-4>

Gibson, E. J. (1988). Exploratory Behavior in the Development of Perceiving, Acting, and the Acquiring of Knowledge. *Annual Review of Psychology*, 39(1), 1–42. <https://doi.org/10.1146/annurev.ps.39.020188.000245>

Hentschke, H. (2020). *hhentschke/measures-of-effect-size-toolbox*. <https://github.com/hhentschke/measures-of-effect-size-toolbox>

Kapteyn, T. S., & Wit, G. De. (1972). Posturography as an auxiliary in vestibular investigation. *Acta Oto-Laryngologica*, 73(2–6), 104–111. <https://doi.org/10.3109/00016487209138918>

Kirk, R. (2013). Multiple Comparison Tests. In *Experimental Design: Procedures for the Behavioral Sciences* (4th ed.). SAGE Publications, Inc. <https://doi.org/10.4135/9781483384733>

Lacour, M., Bernard-Demanze, L., & Dumitrescu, M. (2008). Posture control, aging, and

attention resources: Models and posture-analysis methods. *Neurophysiologie Clinique*, 38(6), 411–421. <https://doi.org/10.1016/j.neucli.2008.09.005>

Lajoie, Y., Richer, N., Jehu, D. A., Polskaia, N., & Saunders, D. (2016). Letter to the Editor: On “Advantages and disadvantages of stiffness instructions when studying postural control” by C.T. Bonnet: You just can’t win: Advantages and disadvantages of the postural stability requirement. *Gait and Posture*, 46, 215–218. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2015.12.031>

Lajoie, Y., Richer, N., Jehu, D. A., & Tran, Y. (2016). Continuous Cognitive Tasks Improve Postural Control Compared to Discrete Cognitive Tasks. *Journal of Motor Behavior*, 48(3), 264–269. <https://doi.org/10.1080/00222895.2015.1089833>

Lake, D. E., Richman, J. S., Griffin, M. P., & Moorman, J. R. (2002). Sample entropy analysis of neonatal heart rate variability. *Am J Physiol Regul Integr Comp Physiol*, 283(3), R789–R797. <https://doi.org/10.1152/ajpregu.00069>

Lang, C. E., & Bastian, A. J. (2002). Cerebellar Damage Impairs Automaticity of a Recently Practiced Movement. *Journal of Neurophysiology*, 87(3), 1336–1347. <https://doi.org/10.1152/jn.00368.2001>

Mano, T., Hibino, R., Mitarai, G., Watanabe, S., Jijiwa, H., Baron, J. B., & Tomas, S. (1976). Electrophysiological study on vestibulo-spinal reflex in man. *Agressologie*, 17, 71–76.

Michaud, L., Richer, N., & Lajoie, Y. (2020). Number of Trials Needed to Assess Postural Control of Young Adults in Single and Dual-Task. *Journal of Motor Behavior*, In Press. <https://doi.org/10.1080/00222895.2020.1723479>

- Murnaghan, C. D., Horslen, B. C., Inglis, J. T., & Carpenter, M. G. (2011). Exploratory behavior during stance persists with visual feedback. *Neuroscience*, *195*, 54–59. <https://doi.org/10.1016/j.neuroscience.2011.08.020>
- Murnaghan, C. D., Squair, J. W., Chua, R., Inglis, J. T., & Carpenter, M. G. (2013). Are increases in COP variability observed when participants are provided explicit verbal cues prior to COM stabilization? *Gait and Posture*, *38*(4), 734–738. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2013.03.012>
- Murnaghan, C. D., Squair, J. W., Chua, R., Inglis, J. T., & Carpenter, M. G. (2014). Cortical contributions to control of posture during unrestricted and restricted stance. *Journal of Neurophysiology*, *111*(9), 1920–1926. <https://doi.org/10.1152/jn.00853.2012>
- Oppenheim, U., Kohen-Raz, R., Alex, D., Kohen-Raz, A., & Azarya, M. (1999). Postural characteristics of diabetic neuropathy. *Diabetes Care*, *22*(2), 328–332. <https://doi.org/10.2337/diacare.22.2.328>
- Pellecchia, G. L. (2003). Postural sway increases with attentional demands of concurrent cognitive task. *Gait and Posture*, *18*(1), 29–34. [https://doi.org/10.1016/S0966-6362\(02\)00138-8](https://doi.org/10.1016/S0966-6362(02)00138-8)
- Peterka, R. J. (2002). Sensorimotor integration in human postural control. *Journal of Neurophysiology*, *88*(3), 1097–1118. <https://doi.org/10.1152/jn.00605.2001>
- Polskaia, N., & Lajoie, Y. (2016). Reducing postural sway by concurrently performing challenging cognitive tasks. *Human Movement Science*, *46*, 177–183. <https://doi.org/10.1016/j.humov.2015.12.013>

- Polskaia, N., Richer, N., Dionne, E., & Lajoie, Y. (2015). Continuous cognitive task promotes greater postural stability than an internal or external focus of attention. *Gait & Posture*, *41*(2), 454–458. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2014.11.009>
- Potvin-Desrochers, A., Richer, N., & Lajoie, Y. (2017). Cognitive tasks promote automatization of postural control in young and older adults. *Gait & Posture*, *57*, 40–45. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2017.05.019>
- Quek, J., Brauer, S. G., Clark, R., & Treleaven, J. (2014). New insights into neck-pain-related postural control using measures of signal frequency and complexity in older adults. *Gait and Posture*, *39*(4), 1069–1073. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2014.01.009>
- Quek, J., Treleaven, J., Clark, R. A., & Brauer, S. G. (2018). An exploratory study examining factors underpinning postural instability in older adults with idiopathic neck pain. *Gait & Posture*, *60*, 93–98. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2017.11.016>
- Riccio, G. E. (1993). Information in movement variability: About the qualitative dynamics of posture and orientation. In K. M. Newell & D. M. Corcos (Eds.), *Variability and motor control* (pp. 317–357). Human Kinetics.
- Richer, N., & Lajoie, Y. (2020). Automaticity of Postural Control while Dual-tasking Revealed in Young and Older Adults. *Experimental Aging Research*, *46*(1), 1–21. <https://doi.org/10.1080/0361073X.2019.1693044>
- Richer, N., Polskaia, N., & Lajoie, Y. (2017). Continuous Cognitive Task Promotes Greater Postural Stability than an Internal or External Focus of Attention in Older Adults. *Experimental Aging Research*, *43*(1), 21–33.

<https://doi.org/10.1080/0361073X.2017.1258214>

Richer, N., Saunders, D., Polskaia, N., & Lajoie, Y. (2017). The effects of attentional focus and cognitive tasks on postural sway may be the result of automaticity. *Gait and Posture*, *54*, 45–49. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2017.02.022>

Richman, J. S., & Moorman, J. R. (2000). Physiological time-series analysis using approximate entropy and sample entropy. *American Journal of Physiology-Heart and Circulatory Physiology*, *278*(6), H2039–H2049. <https://doi.org/10.1152/ajpheart.2000.278.6.H2039>

Roerdink, M., De Haart, M., Daffertshofer, A., Donker, S. F., Geurts, A. C. H., & Beek, P. J. (2006). Dynamical structure of center-of-pressure trajectories in patients recovering from stroke. *Experimental Brain Research*, *174*(2), 256–269. <https://doi.org/10.1007/s00221-006-0441-7>

Ruxton, G. D., & Beauchamp, G. (2008). Time for some a priori thinking about post hoc testing. *Behavioral Ecology*, *19*(3), 690–693. <https://doi.org/10.1093/beheco/arn020>

Samuel, A. J. (2015). A Critical Review on the Normal Postural Control. *Physiotherapy and Occupational Therapy Journal*, *8*(2), 71–75. <https://doi.org/10.21088/potj.0974.5777.8215.4>

Sasagawa, S., Ushiyama, J., Kouzaki, M., & Kanehisa, H. (2009). Effect of the hip motion on the body kinematics in the sagittal plane during human quiet standing. *Neuroscience Letters*, *450*(1), 27–31. <https://doi.org/10.1016/j.neulet.2008.11.027>

Sifuzzaman, M., Islam, M. R., & Ali, M. Z. (2009). Application of Wavelet Transform and

its Advantages Compared to Fourier Transform. *Journal of Physical Sciences*, 13, 121–134.

Soames, R. W., & Atha, J. (1982). The spectral characteristics of postural sway behaviour. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, 49(2), 169–177. <https://doi.org/10.1007/BF02334065>

St-Amant, G., Rahman, T., Polskaia, N., Fraser, S., & Lajoie, Y. (2020). Human Movement Science Unveiling the cerebral and sensory contributions to automatic postural control during dual-task standing. *Human Movement Science*, 70. <https://doi.org/10.1016/j.humov.2020.102587>

Stins, J. F., Michielsen, M. E., Roerdink, M., & Beek, P. J. (2009). Sway regularity reflects attentional involvement in postural control: Effects of expertise, vision and cognition. *Gait & Posture*, 30(1), 106–109. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2009.04.001>

Taguchi, K. (1978). Spectral analysis of the movement of the center of gravity in vertiginous and ataxic patients. *Agressologie*, 19(B), 69–70.

Vander Velde, T., & Woollacott, M. (2008). Non-visual spatial tasks reveal increased interactions with stance postural control. *Brain Research*, 1208, 95–102. <https://doi.org/10.1016/j.brainres.2008.03.005>

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

Winter, D. A., Patla, E., & Frank, J. S. (1990). Assessment of balance control in humans. *Medical Progress through Technology*, 16(1–2), 31–51.

<https://doi.org/10.3138/ptc.42.2.089>

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/http://www.ncbi.nlm.nih.gov/entrez/query.fcgi?cmd=Retrieve&db=PubMed&dopt=Citation&list_uids=8793746

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

[https://doi.org/10.1016/S0966-6362\(01\)00156-4](https://doi.org/10.1016/S0966-6362(01)00156-4)

Wulf, G. (2013). Attentional focus and motor learning: A review of 15 years. *International Review of Sport and Exercise Psychology*, *6*(1), 77–104.

<https://doi.org/10.1080/1750984X.2012.723728>

Chapitre 4 - Discussion générale

Le consensus actuel suggère que l'oscillation posturale serait la conséquence d'un bruit ou d'un délai au sein du contrôle postural (Asai et al., 2009; Gawthrop et al., 2011; Janusz et al., 2016; Kiemel et al., 2002, 2006; Peterka, 2002; Van Der Kooij et al., 2001). Certains défient cependant cette compréhension et suggèrent plutôt que l'oscillation, du moins une partie, serait d'origine exploratoire (Carpenter et al., 2010; Murnaghan et al., 2011, 2013, 2014; Riccio, 1993; Riccio & Stoffregen, 1988). Toutefois, l'oscillation exploratoire est une théorie relativement nouvelle qui requiert davantage de preuves avant d'être utilisée pour modifier les bases théoriques du contrôle postural. Bien que Carpenter et al. (2010) et Murnaghan et al. (2011, 2013, 2014) aient observé ce qui semblerait être l'une des premières preuves tangibles d'un comportement exploratoire au sein du contrôle postural en station debout (c.-à-d. l'augmentation du déplacement du CdP lors de l'immobilisation du CdM), leur interprétation reste encore à être confirmées. Afin d'appuyer leurs interprétations, l'objectif principal de cette thèse était d'utiliser un paradigme de double tâche afin de déterminer si le déplacement du CdP lors de l'immobilisation du CdM (qui était caractérisé par une augmentation chez la plupart des participants des études de Carpenter et al. (2010) et Murnaghan et al. (2011, 2013, 2014)) est d'origine volontaire ou automatique. L'objectif complémentaire était de vérifier l'effet de l'immobilisation du CdM sur d'autres variables linéaires et dynamique du CdP.

4.1 Effet de l'immobilisation

Basée sur les résultats de Carpenter et al. (2010) et Murnaghan et al. (2011, 2013, 2014), la première hypothèse de ce projet était qu'immobiliser le CdM en AP devrait augmenter la variabilité (dans cette même direction) et l'aire d'oscillation du CdP. Il était

aussi attendu de voir des changements au niveau des autres variables du CdP (mVel, SampEn et décomposition en ondelettes), mais sans prédiction sur la direction (augmentation ou diminution). Les changements étaient anticipés en antéro-postérieur étant donné que l'immobilisation avait lieu dans cette direction. Cette hypothèse n'a qu'en partie été confirmée. En effet, pour l'ensemble des variables, l'immobilisation du CdM a seulement eu un effet sur la vélocité et la contribution des bandes de fréquences du CdP.

4.1.1 Variabilité et magnitude du déplacement du centre de pression

Contrairement aux résultats de Carpenter et al. (2010) et Murnaghan et al. (2011, 2013, 2014), aucune augmentation de la variabilité du CdP n'a été observée en AP pour cette étude. Afin de mieux comprendre la magnitude du déplacement du CdP lors de l'immobilisation, l'aire d'oscillation a aussi été observée (Paillard & Noé, 2015). Or, comme pour la variabilité, l'aire n'a pas augmenté. Malgré cela, pour ces deux variables, il n'y a pas eu non plus de diminution. Bien que les résultats de Carpenter et Murnaghan n'ont pu être répliqués, les présents résultats ne vont pas nécessairement à l'encontre de leur interprétation.

La présence d'un mouvement du CdP en lui seul démontre que le CdP pourrait être déplacé pour d'autres raisons que simplement maintenir le CdM dans une position stable face aux forces déstabilisantes (Carpenter et al., 2010). Ce mouvement pourrait donc possiblement indiquer un comportement exploratoire. Carpenter et al. (2010) suggéraient que même si une diminution avait lieu, elle devrait être assez élevée pour réfuter cette possibilité. En effet si le CdP était seulement utilisé pour maintenir le CdM dans une position stable, la diminution du déplacement du CdP aurait dû être similaire à celle du

CdM, soit environ 93%. Or, dans les cas où la variabilité était réduite, la réduction était d'environ 25%. Somme toute, cette diminution (25%) reste moins élevée que ce qui a été observé par Carpenter et al. (2010) pour les quelques cas où la variabilité n'avait pas augmenté, c'est-à-dire une diminution d'environ 36%.

Les raisons expliquant pourquoi le déplacement du CdP n'a pas augmenté suivant l'immobilisation du CdM sont floues. Les caractéristiques anthropologiques des participants (âge, taille, masse, etc.) étaient similaires aux participants de Carpenter et al. (2010) et Murnaghan et al. (2011, 2013, 2014). Le déroulement des essais, à l'exception de quelques modifications mineures, et l'appareil utilisé pour immobiliser le CdM étaient aussi très similaires. Deux modifications à la procédure originale de Carpenter et Murnaghan pourraient cependant avoir eu un certain effet : (1) le nombre d'essais et (2) les instructions.

Murnaghan et al. (2011, 2013) ont techniquement effectué plus d'un essai (respectivement deux et trois essais par participants), mais chaque essai était effectué dans des conditions différentes, ce qui pourrait en faire des résultats non fiables (Ruhe et al., 2010). Carpenter et al. (2010) et Murnaghan et al. (2014) ont quant à eux effectué un seul essai par participant. L'effet à long terme de l'immobilisation reste donc incertain. Ce projet est ainsi le premier à répéter chaque condition plus d'une fois. Il serait possible, dû à la répétition des conditions, qu'une adaptation à l'immobilisation se soit produite au cours des essais. Basés sur un essai, Murnaghan et al. (2013) ont suggéré que l'augmentation du déplacement du CdP ne représentait pas une tentative de modification au niveau du modèle interne de la posture. Une modification du modèle interne est souvent liée à une adaptation (Yavari et al., 2013). Cependant cette adaptation peut prendre un certain temps (Yavari et

al., 2013). Murnaghan et al. (2013) auraient donc pu arriver à leur conclusion que le modèle interne n'était pas changé simplement parce qu'ils n'ont pas observé le long terme. De plus, il serait possible que la fatigue ait affecté le contrôle du CdP lors de l'immobilisation. Une fatigue musculaire pourrait amener à une moins bonne capacité du SNC à contrôler la posture (Corbeil et al., 2003), ce qui aurait pu résulter en une tentative moins efficace de contrer l'immobilisation (c.-à-d. plus petit déplacement du CdP).

Pour vérifier la possible présence d'adaptation et de fatigue, les comparaisons *a priori* ont été refaites pour les variables SD-COP AP et Area en utilisant seulement le premier essai de chaque configuration (soit une fois chaque condition). Après analyse, aucune des trois comparaisons *a priori* n'était significative ($p > 0.1$). Une adaptation ou une fatigue développée au cours des essais ne serait donc potentiellement pas la raison pour laquelle aucune augmentation n'a été observée.

En ce qui concerne les instructions, elles étaient différentes de celles utilisées par Carpenter et al. (2010) et Murnaghan et al. (2011, 2013, 2014). Dans ces études, il était spécifiquement demandé aux participants de rester le plus immobiles possible. Cette approche pourrait favoriser un focus interne de l'attention (Lajoie, Richer, Jehu, Polskaia, et al., 2016). En station debout normale (c.-à-d. non immobilisé), un simple focus interne pourrait augmenter l'oscillation posturale, mais pas à un niveau aussi élevé que ce qui a été observé par Carpenter et Murnaghan lors de l'immobilisation du CdM (Lajoie, Richer, Jehu, Polskaia, et al., 2016; Vuillerme & Nafati, 2007). Cependant, l'immobilisation du CdM n'est pas une situation normale. Il se pourrait que l'interférence causée par un contrôle volontaire soit alors accentuée. Ceci pourrait expliquer, pourquoi aucune

augmentation n'a été observée dans cette étude quand les conditions en simple tâche sont comparées (UL-ST vs L-ST).

4.1.2 Effet de l'immobilisation sur les autres mesures du centre de pression

Basés sur l'étude de Riccio (1993), Carpenter et al. (2010) et Murnaghan et al. (2011, 2013, 2014) ont décidé de simplement observer l'effet de l'immobilisation du CdM sur la variabilité du CdP. Cependant, observer que la variabilité n'est pas sans limitations. Premièrement, se limiter à une seule variable pourrait camoufler certaines caractéristiques du déplacement du CdP lors de l'immobilisation du CdM. D'autres variables linéaires et dynamiques pourraient donc permettre une meilleure compréhension du déplacement du CdP lors de l'immobilisation (Collins & De Luca, 1993; Schieppati et al., 1994). Deuxièmement, il est important de prendre en considération que la phase immobilisée de l'expérience n'est pas un état naturel. Dans la littérature, les caractéristiques accordées au mouvement exploratoire, que ce soit la variabilité (Riccio, 1993), la complexité (Deffeyes et al., 2009; Hadders-Algra, 2007) ou même le *rambling* (Zatsiorsky & Duarte, 1999), s'appliquent à une situation de station debout où le SNC n'est pas contraint dans son exploration. Être immobilisé change l'environnement de la personne en ajoutant des forces qui doivent être contrées par différentes stratégies du contrôle postural afin de permettre l'exploration. Le comportement du CdP observé lors de l'immobilisation ne devrait donc pas être considéré comme étant une représentation adéquate d'un comportement exploratoire en situation normale. Il serait donc avantageux de ne pas se limiter à une seule des variables qui, en condition normale, informerait au sujet de l'exploration comme la variabilité. Ainsi, la vitesse d'oscillation (mVel), la *sample entropy* (SampEn) et l'énergie

obtenu par les différentes bandes de fréquences suivant une décomposition en ondelettes ont été mesurées ici en plus de la variabilité et de l'aire d'oscillation.

Suivant l'analyse de ces variables supplémentaires, les résultats ont montré que l'immobilisation du CdM diminuait la vitesse du déplacement du CdP et augmentait la contribution de la bande de fréquences *ultra-basse* en AP. Considéré conjointement avec la représentation graphique du déplacement du CdP en fonction du temps (Figure 3.3), ce changement de fréquence et de vitesse pourrait représenter un changement de stratégie posturale employée par le SNC, comme s'il chercherait à « tirer » ou « pousser » contre l'immobilisation. En éloignant le CdP du CdM, le SNC augmenterait le bras de levier entre ces deux points, ce qui permettrait d'augmenter les moments de forces agissant contre l'immobilisation (Rancourt & Hogan, 2001). Cette stratégie ressemblerait étroitement à celle employée par une personne qui pousse contre un mur (Rancourt & Hogan, 2001). Ces changements pourraient aussi ressembler à une dérive motrice. Cependant, il est peu probable que ce soit le cas compte tenu des arguments de Carpenter et al. (2010) et de Murnaghan et al. (2011) contre les possibilités d'une dérive motrice.

Ces résultats mettent de l'avant les limites de la variabilité comme seule variable. L'immobilisation du CdM peut mener à des changements autres que la variabilité du CdP et ces changements peuvent être importants pour bien comprendre le comportement du SNC. Ces résultats montrent ainsi l'importance d'utiliser différentes variables du CdP, notamment des variables dynamiques.

Il est à noter que les changements de fréquences lors de l'immobilisation représenteraient plutôt un changement de stratégie du contrôle postural qu'une augmentation de la contribution du système visuel. En station debout normale (non

immobilisée), Quek et al. (2014) ont divisé les bandes de fréquences de la manière suivante : 1.56 à 6.25 Hz pour le système visuel, 0.39 à 1.56 Hz pour le cervelet, 0.10 à 0.39 Hz pour le système vestibulaire et sous 0.10 Hz pour le système proprioceptif. Cependant, lors de l'immobilisation, le corps ne peut pas osciller librement. Les bandes de fréquences proposées par Quek et al. (2014) pourraient donc ne plus être adéquates.

4.2 L'automatisme lors de l'immobilisation

Carpenter et al. (2010) ont initialement proposé que l'augmentation du déplacement du CdP observé lors de l'immobilisation du CdM était automatiquement contrôlée par le SNC. Pour vérifier cette automatisme naturelle, la seconde hypothèse de ce projet était qu'effectuer une double tâche ne devrait pas affecter le déplacement du CdP lors de l'immobilisation.

Dans l'ensemble, les résultats obtenus confirment l'hypothèse. Bien que le déplacement du CdP n'ait pas augmenté lors de l'immobilisation, le déplacement du CdP, toujours présent, n'a pas été affecté par la double tâche. Exception à la règle; une plus grande contribution des ultra-basses fréquences a été observée. Cependant, étant donné qu'il s'agit là de la seule variable affectée par la double tâche lors de l'immobilisation et que la taille d'effet était petite, il est peu probable que ce changement représente un contrôle moins automatique. Le manque d'effet de la double tâche sur les autres variables suggère plutôt que le mouvement du CdP était déjà contrôlé automatiquement par le SNC. Cette interprétation est d'autant plus appuyée par les résultats de Murnaghan et al. (2011, 2014).

Bien que l'étude n'ait pas été pensée à cet effet, Murnaghan et al. (2011) ont tout de même montré une première évidence d'un contrôle automatique lors de l'immobilisation du CdM. En effet, l'utilisation d'un biofeedback lors de l'immobilisation est techniquement

un focus externe, ce qui aurait comme effet de transférer le focus d'attention hors de la tâche motrice (Choi et al., 2015; McAllister Byun et al., 2016). Ce changement de focus permettrait de favoriser un contrôle plus automatique (Wulf, 2013). La persistance de l'augmentation du déplacement du CdP observé par Murnaghan et al. (2011) malgré la présence de biofeedback pourrait ainsi aussi suggérer un comportement déjà automatique de nature.

L'étude de Murnaghan et al. (2014) sur la cohérence corticomusculaire a quant à elle montré qu'il n'y avait pas de cohérence entre le cortex moteur et certains muscles des jambes (gastrocnémiens et soléaire). Par conséquent, les auteurs ont proposé que le déplacement du CdP lors de l'immobilisation du CdM soit contrôlé par des structures subcorticales. Étant donné qu'un contrôle plus automatique (en général) serait caractérisé par une moins grande contribution corticale (D. Clark, 2015; Richer & Lajoie, 2020) et une plus grande contribution des structures subcorticales comme la moelle épinière, le tronc cérébral et le cervelet (D. Clark, 2015; Lang & Bastian, 2002; Richer & Lajoie, 2020; Thach, 1998), ces résultats offrent un appui supplémentaire à la possibilité d'un contrôle automatique du CdP lors de l'immobilisation du CdM (Richer & Lajoie, 2020).

4.2.1 Efficacité de la double tâche

On pourrait soutenir que le manque d'effet de la double tâche ne serait pas la cause d'un contrôle déjà automatique, mais plutôt parce que la double tâche ne permettrait pas de promouvoir un contrôle automatique. Cependant, la tâche cognitive utilisée lors de cette expérience s'est avérée efficace à promouvoir un contrôle plus automatique à plusieurs reprises (Lajoie, Richer, Jehu, & Tran, 2016; Polskaia et al., 2015; Potvin-Desrochers et

al., 2017; Richer, Polskaia, et al., 2017; Richer, Saunders, et al., 2017; Richer et al., 2020; Richer & Lajoie, 2020; St-Amant et al., 2020).

Utiliser la double tâche dans la phase non immobilisée a permis de confirmer que cette tâche cognitive était bel et bien apte à promouvoir un contrôle plus automatique. Une diminution de SD-COP et de l'aire d'oscillation appuie cette interprétation. Il a été suggéré à plusieurs reprises qu'une diminution de l'oscillation lors d'une double tâche était la conséquence d'un contrôle plus automatique (Andersson et al., 2002; Dault et al., 2003; Jamet et al., 2007; Kerr et al., 1985; Kręcisiz & Kuczyński, 2018; Lajoie, Richer, Jehu, & Tran, 2016; Maylor et al., 2001; Polskaia et al., 2015; Polskaia & Lajoie, 2016b; Potvin-Desrochers et al., 2017; Richer, Polskaia, et al., 2017; Riley et al., 2005; Siu & Woollacott, 2007; Stins et al., 2011; Swan et al., 2004, 2007; Ueta et al., 2014; Weeks et al., 2003).

Une réduction du déplacement de la corde (SD-R) a aussi été observée lors de la double tâche. Cependant, une revue de la littérature n'a pas permis de trouver une étude ayant observé l'effet de la double tâche sur la cinétique du corps (ex. les angles ou la vitesse du tronc). Bien que plusieurs études aient suggéré qu'une diminution de l'oscillation posturale serait associée à un contrôle plus automatique, aucune ne s'est concentrée sur l'oscillation du corps (ex. déplacement angulaire et vitesse du tronc). Wulf (2013) suggère néanmoins que déplacer le focus de l'attention hors de la tâche motrice pourrait permettre d'optimiser le patron de coordination du corps entier. Différentes tâches motrices autres que la station debout seraient ainsi représentées comme étant plus automatiques suivant des changements à la cinétique du mouvement (Wulf, 2013). Considérant ces éléments et le fait que le mouvement du corps est directement lié au déplacement du CdP (Winter, 1995), la réduction de SD-R serait aussi une indication d'un contrôle plus automatique.

Une augmentation de la contribution des ultra-basses fréquences a aussi été observée selon l'interaction (tâche * bandes de fréquences), ce qui pourrait suggérer un contrôle moins automatique (Richer & Lajoie, 2020; St-Amant et al., 2020). Toutefois, après observation de la représentation graphique de la contribution des bandes de fréquences (Figure 4.1), et par extrapolation, l'augmentation de la fréquence était principalement présente lors de la phase immobilisée.

Par conséquent, l'ensemble des évidences tendent à montrer que la double tâche utilisée permettait bel et bien de promouvoir un contrôle plus automatique lors de la phase non immobilisée. Il est donc peu probable que le manque d'effet de la double tâche lors de la phase immobilisée soit la conséquence d'une double tâche ne permettant pas de promouvoir un contrôle plus automatique.

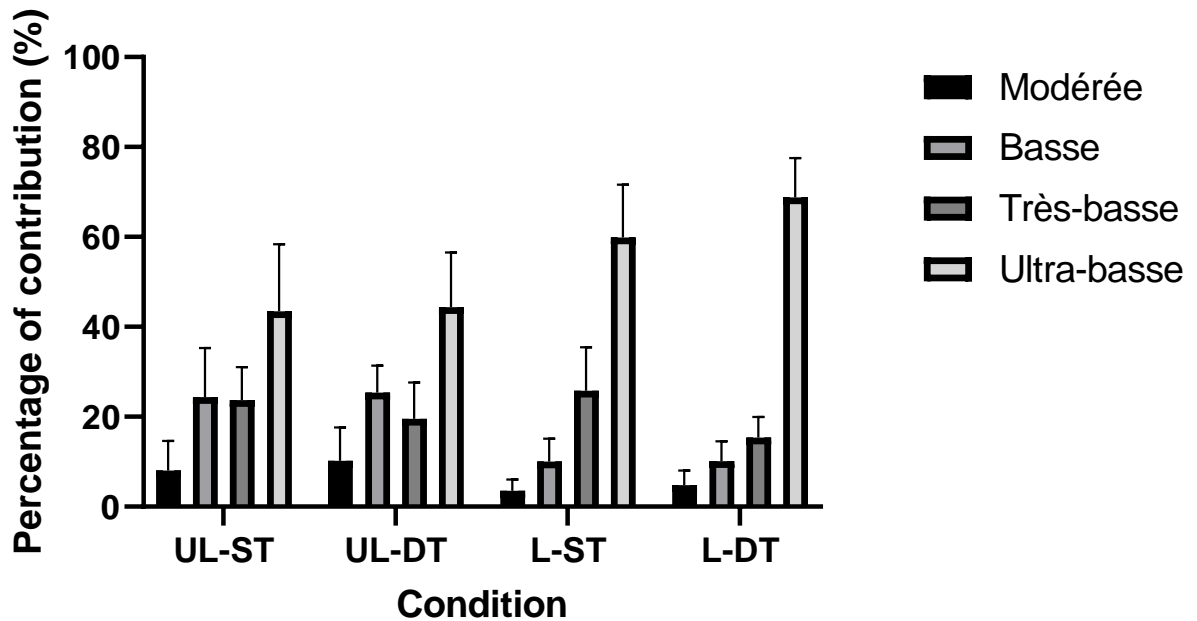


Figure 4.1. Pourcentage de contribution des bandes de fréquences en fonction des conditions pour le déplacement du centre de pression en antéro-postérieur (UL-ST : non immobilisée et simple tâche; UL-DT : non immobilisée et double tâche; L-ST : immobilisée et simple tâche; UL-DT : immobilisée et double tâche). Note : les différences significatives et interactions sont représentées dans la figure 3.4 (chapitre 3).

Concernant les variables dynamiques, la planche de bois pourrait expliquer pourquoi la double tâche (en phase non immobilisée) n'a pas eu un effet similaire à ce qu'on retrouve dans la littérature pour la contribution des bandes de fréquences et de la SampEn. Le contrôle postural est multisegmental et pourrait être mieux représenté comme étant un double pendule inversé (Creath et al., 2005). Certaines études ont trouvé qu'il y avait une relation en phase et anti-phase entre les angles du tronc et des jambes (Creath et al., 2005; Sasagawa et al., 2009). Être attaché à la planche compromet cette relation multisegmentale. Comme la complexité du CdP est en partie liée à la coordination entre les segments corporels (Haid & Federolf, 2018; Wachholz et al., 2019), être attaché à la planche aurait pu limiter l'effet de la double tâche sur les variables dynamiques.

4.3 Le cas du plan médio-latéral

Sachant que le déplacement du CdP en AP est contrôlé d'une manière indépendante du déplacement en ML (Winter et al., 1996) et que l'appareil utilisé permettait d'immobiliser le CdM seulement en AP, Carpenter et al. (2010) avaient initialement suggéré que l'effet de l'immobilisation ne devrait être perçue qu'en AP. Appuyant cette hypothèse, Murnaghan et al. (2013, 2014) n'ont trouvé aucun effet de l'immobilisation sur le déplacement du CdP en ML.

Les résultats de la présente étude n'ont aussi montré aucune différence en ML pour de variabilité, la vitesse et la SampEn. Seuls, ces résultats pourraient donner un appui supplémentaire à l'hypothèse initiale de Carpenter et al. (2010). Cependant, considérant les résultats obtenus en AP, l'effet de l'immobilisation sur le déplacement du CdP en ML ne peut pas être concluant. Puisque le déplacement du CdP en AP n'a pas augmenté malgré

l'immobilisation dans cette direction, il devient difficile de justifier le manque d'augmentation en ML par la non-immobilisation dans cette autre direction.

4.3.1 Une possible compensation ?

À l'opposé de la direction AP, une augmentation de la contribution de la bande de fréquences *modérée* a été observée lors de l'immobilisation du CdM. Il serait donc possible, somme toute, que l'immobilisation ait eu un effet sur la complexité du signal en ML. Cela met encore une fois en avant l'importance de regarder un ensemble de variables linéaires et dynamiques. Le rôle de cette augmentation de fréquence demeure cependant inconnu. Une possible explication serait que le SNC tirerait avantage du manque de résistance en ML pour augmenter l'exploration à l'aide d'une fréquence plus élevée.

Dans un même ordre d'idées, le manque d'effet de l'immobilisation sur les autres variables en AP pourrait aussi être la cause d'une compensation en ML; certains pourraient avoir priorisé une exploration en ML alors que d'autres pourraient tenter de contrer l'immobilisation en augmentant le déplacement du CdP en AP. Visuellement parlant, quelques participants avaient tendance à augmenter le mouvement de gauche à droite du corps lors de l'immobilisation, ce qui appuierait cette possibilité.

Pour vérifier ce dernier point, des corrélations ont été effectuées. Pour SD-COP, SampEn et mVel en AP et ML, les quatre répétitions effectuées lors de l'immobilisation en simple tâche et en double tâche (L-ST et L-DT) ont été combinées afin de créer un total de 128 données par directions. Dû à la présence de valeurs extrêmes et de non-normalités, une corrélation de Spearman a été utilisée pour chaque combinaison possible. Le tableau 4.1 montre les coefficients de corrélations où seulement quatre corrélations étaient

significatives ($p < 0.05$) en plus d'être négatives (SampEn AP vs SD-COP AP, SampEn AP vs SD-COP ML, SampEn ML vs SD-COP AP et SampEn ML vs SD-COP ML). Par contre, une corrélation positive était aussi présente entre les directions (AP et ML) pour SD-COP et SampEn. Les résultats suggèrent ainsi que sans tenir compte de la direction, lorsque la variabilité augmentait, la SampEn diminuait (c.-à-d. le signal devient plus régulier).

L'analyse par corrélation n'a donc pas réussi à montrer que certains participants augmentaient leurs déplacements en ML pour compenser la perte de mouvement en AP au lieu d'augmenter le déplacement en AP pour contrer l'immobilisation. Cependant, ces corrélations suggèrent que deux stratégies étaient prédominantes; une basée sur la régularité du contrôle et une autre basée sur la variabilité. Les résultats ne permettent pas de déterminer pourquoi les stratégies changeaient, mais la variabilité et la régularité du signal ont été reconnues par certains comme étant importantes pour l'exploration (Deffeyes et al., 2009; Hadders-Algra, 2007; Riccio, 1993).

Tableau 4.1. Coefficient de Spearman (ρ) de l'ensemble des corrélations possibles entre différentes variables du centre de pression (SampEn : Sample entropy; SD-COP : écart-type; mVel : vitesse moyenne; AP : antéro-postérieur; ML : médio-latéral; ** $p < 0.01$).

Variabes	SampEn ML	SampEn AP	SD-COP ML	SD COP- AP	mVel ML	mVel AP
SampEn ML	-					
SampEn AP	0.547 **	-				
SD-COP ML	-0.686**	-0.402**	-			
SD COP-AP	-0.532**	-0.763**	0.724**	-		
mVel ML	0.040	0.000	0.609**	0.401**	-	
mVel AP	-0.085	0.110	0.549*	0.458**	0.679**	-

4.3.2 *Effet de l'appareil sur le contrôle en médio-latéral*

Être attaché à la planche permettait seulement une oscillation sous forme de pendule inversé, empêchant ainsi l'utilisation à leur plein potentiel des stratégies autre que la stratégie des chevilles. Être limité dans l'utilisation des hanches pour contrôler la posture pourrait expliquer pourquoi peu de changements ont été observés en ML puisque cette région corporelle est principalement liée aux corrections en ML (Winter et al., 1996).

4.4 Interprétation générale

Les résultats montrent qu'il y a un déplacement du CdP lors de l'immobilisation du CdM et que ce déplacement serait automatique de nature. Le SNC chercherait, d'une manière automatique, à contrer l'immobilisation artificielle en déplaçant le CdP afin de pousser ou tirer contre ladite immobilisation. Ce désir de se libérer de l'immobilisation pourrait indiquer un possible comportement exploratoire au sein de l'oscillation posturale; le SNC chercherait à contrer l'immobilisation pour explorer son environnement et récolter les informations sensorielles utiles au contrôle de la posture (Riccio, 1993). Le déplacement du CdP serait donc indépendant du maintien du CdM dans son alignement optimal de stabilité. Si le CdP était déplacé seulement à cet effet, et que l'oscillation posturale était la conséquence d'un bruit et d'un délai, immobiliser le CdM aurait dû diminuer le déplacement du CdP à un niveau plus élevé que ce qui a été observé dans cette étude.

Cependant, étant donné qu'aucune augmentation n'a été observée dans cette présente étude, les résultats ne peuvent pas être inférés à l'augmentation du déplacement du CdP observée par Carpenter et al. (2010) et Murnaghan et al. (2011, 2013, 2014). Les résultats

suggèrent qu'une partie du déplacement du CdP lors de l'immobilisation du CdM serait automatique de nature, mais l'origine de l'augmentation en elle-même reste à être confirmée. Les résultats (par la présence d'un déplacement du CdP ni plus grand, ni plus petit) appuient tout de même, de façon générale, la possibilité d'un comportement exploratoire au sein du contrôle postural.

4.5 Limitations

4.5.1 Limitations de l'appareil et du design

Un potentiomètre a été utilisé afin de mesurer le mouvement de la planche pour déterminer si l'appareil était apte à immobiliser le CdM. Logiquement, si la planche ne bouge pas, le corps ne devrait pas non plus bouger. Cependant, à l'opposé du capteur de mouvement utilisé par Carpenter et al. (2010), le potentiomètre ne permet pas de mesurer le mouvement du corps en lui-même. Le mouvement du corps entre la planche et les sangles d'attache reste donc inconnu.

Aussi, le fait que la phase immobilisée suivait directement la phase non immobilisée aurait pu causer un effet d'ordre étant donné que seulement deux configurations étaient possibles (UL-ST + L-DT et UL-DT + L-ST). Pour contrôler cet effet d'ordre, il aurait dû y avoir des essais où les deux phases consécutives étaient en double tâche (UL-DT + L-DT) et d'autres où les deux phases consécutives étaient en simple tâche (UL-ST + L-ST). Cependant, dû à la difficulté de la tâche cognitive, effectuer une tâche cognitive pour deux phases consécutives aurait probablement été trop difficile.

4.5.2 *Limitations de la double tâche*

La double tâche utilisée s'est avérée efficace à promouvoir un contrôle plus automatique, mais n'est pas sans lacunes. Avec une tâche silencieuse, il n'est pas possible de vérifier en continu le niveau d'attention des participants dirigé vers ladite tâche. Il y a donc toujours un risque qu'ils n'aient pas bien effectué la tâche. Cela dit, le fait que les participants ne savaient pas qu'ils étaient immobilisés et que la position du corps était stable (c.-à-d. que les participants n'avaient pas l'impression d'être déstabilisés) suggère qu'ils étaient aussi aptes à se concentrer sur la double tâche lors de la phase non immobilisée que lors de la phase immobilisée.

Aussi, la position des pieds pourrait affecter les résultats d'une double tâche. La tâche cognitive utilisée dans ce projet s'est avérée efficace à plusieurs reprises (Lajoie, Richer, Jehu, & Tran, 2016; Polskaia et al., 2015; Potvin-Desrochers et al., 2017; Richer et al., 2020; Richer, Polskaia, et al., 2017; Richer, Saunders, et al., 2017; Richer & Lajoie, 2020; St-Amant et al., 2020), mais ces études utilisaient une position de pieds collés. Wulf (2013) suggère que pour observer un contrôle plus automatique, la tâche motrice devrait être d'une certaine difficulté. En ayant les pieds à la largeur des épaules, la base de support est agrandie, ce qui permet un plus grand mouvement du CdM avant de dépasser les limites de stabilités. De plus, la biomécanique du corps fait en sorte qu'avec les pieds écartés, une moins grande activité musculaire est nécessaire pour garder un même contrôle en ML que si les pieds étaient collés (Winter et al., 1996). Il est donc possible que la position des pieds ait rendu la tâche trop « simple » pour observer certains effets de la double tâche.

Chapitre 5 - Conclusion

En conclusion, immobiliser le CdM en AP n'a pas mené à une augmentation du déplacement du CdP, contrairement à ce qui a été observé par Carpenter et al. (2010) et Murnaghan et al. (2011, 2013, 2014). Cela dit, immobiliser le CdM n'a pas non plus mené à une diminution du déplacement du CdP. Le fait que le CdP continue à se déplacer d'une manière automatique malgré l'immobilisation du CdM, comme démontré par le manque d'effet d'un paradigme de double tâche, suggère que le CdP est contrôlé pour des raisons autres que simplement maintenir le CdM dans une position stable. Les résultats suggèrent aussi que le CdP était déplacé de manière à « tirer » ou « pousser » contre l'immobilisation. Ensemble, ces résultats appuient la possibilité d'un comportement exploratoire au sein du contrôle postural; le SNC souhaiterait que le corps bouge dans son environnement.

L'oscillation posturale pourrait alors être, en partie, la conséquence d'une exploration plutôt que d'un bruit ou d'un délai au sein des systèmes qui régissent la posture. En station debout, le CdP pourrait bouger autant pour contrôler la position du CdM que pour explorer l'environnement. Tenter de réduire l'oscillation des personnes susceptibles de faire des chutes, approche utilisée par plusieurs spécialistes, pourrait alors limiter la quantité d'informations acheminées au SNC et avoir un effet négatif sur le contrôle postural. Il serait donc nécessaire de tenir compte du concept d'exploration afin d'aider au développement de matériel et de techniques visant à améliorer le contrôle postural. À cet effet, il pourrait être intéressant d'adapter la procédure de Carpenter et al. (2010) pour observer l'effet de l'immobilisation chez des populations plus susceptibles aux chutes telles les personnes âgées. De futures recherches devraient aussi chercher à déterminer le rôle des différents systèmes (moteur ou sensorielles) au sein de l'oscillation exploratoire.

Références

- Adolph, K. E., & Kretch, K. S. (2015). Gibson's Theory of Perceptual Learning. *International Encyclopedia of the Social & Behavioral Sciences: Second Edition*, 127–134. <https://doi.org/10.1016/B978-0-08-097086-8.23096-1>
- Al-Yahya, E., Dawes, H., Smith, L., Dennis, A., Howells, K., & Cockburn, J. (2011). Cognitive motor interference while walking: A systematic review and meta-analysis. *Neuroscience and Biobehavioral Reviews*, 35(3), 715–728. <https://doi.org/10.1016/j.neubiorev.2010.08.008>
- Albertsen, I. M., Ghédira, M., Gracies, J. M., & Hutin, É. (2017). Postural stability in young healthy subjects – Impact of reduced base of support, visual deprivation, dual tasking. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 33, 27–33. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2017.01.005>
- Andersson, G., Hagman, J., Talianzadeh, R., Svedberg, A., & Larsen, H. C. (2002). Effect of cognitive load on postural control. *Brain Research Bulletin*, 58(1), 135–139. [https://doi.org/10.1016/S0361-9230\(02\)00770-0](https://doi.org/10.1016/S0361-9230(02)00770-0)
- Asai, Y., Tasaka, Y., Nomura, K., Nomura, T., Casadio, M., & Morasso, P. (2009). A model of postural control in quiet standing: Robust compensation of delay-induced instability using intermittent activation of feedback control. *PLoS ONE*, 4(7). <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0006169>
- Bermejo, J. L., García-massó, X., Paillard, T., & Noé, F. (2018). Fatigue does not conjointly alter postural and cognitive performance when standing in a shooting position under dual-task conditions. *Journal of Sports Sciences*, 36(4), 429–435.

<https://doi.org/10.1080/02640414.2017.1313443>

Berthoz, A., Lacour, M., Soechting, J. F., & Vidal, P. P. (1979). The Role of Vision in the Control of Posture During Linear Motion. *Progress in Brain Research*, 50, 197–209.

[https://doi.org/10.1016/S0079-6123\(08\)60820-1](https://doi.org/10.1016/S0079-6123(08)60820-1)

Błaszczyc, J. W., Cieślinska-Świder, J., Plewa, M., Zahorska-Markiewicz, B., & Markiewicz, A. (2009). Effects of excessive body weight on postural control. *Journal of Biomechanics*, 42(9), 1295–1300. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2009.03.006>

Brauer, S. G., Broome, A., Stone, C., Clewett, S., & Herzig, P. (2004). Simplest tasks have greatest dual task interference with balance in brain injured adults. *Human Movement Science*, 23(3–4), 489–502. <https://doi.org/10.1016/j.humov.2004.08.020>

Bright, T., & Pallawela, D. (2016). Validated Smartphone-Based Apps for Ear and Hearing Assessments: A Review. *JMIR Rehabilitation and Assistive Technologies*, 3(2), e13. <https://doi.org/10.2196/rehab.6074>

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>

Cavanaugh, J. T., Mercer, V. S., & Stergiou, N. (2007). Approximate entropy detects the effect of a secondary cognitive task on postural control in healthy young adults: A methodological report. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 4(42), 1–7. <https://doi.org/10.1186/1743-0003-4-42>

Cernacek, J., Jagr, J., Harman, B., & Vyskocil, S. (1973). Stabilographic findings in central

vestibular disturbances. *Agressologie*, *14*, 21–26.

Chagdes, J. R., Rietdyk, S., Haddad, J. M., Zelaznik, H. N., Raman, A., Rhea, C. K., & Silver, T. A. (2009). Multiple timescales in postural dynamics associated with vision and a secondary task are revealed by wavelet analysis. *Experimental Brain Research*, *197*(3), 297–310. <https://doi.org/10.1007/s00221-009-1915-1>

Choi, W., Lee, S., & Park, J. (2015). EEG-biofeedback intervention improves balance in stroke survivor. *Indian Journal of Science and Technology*, *8*(18). <https://doi.org/10.17485/ijst/2015/v8i18/75926>

Clark, D. (2015). Automaticity of walking: Functional significance, mechanisms, measurement and rehabilitation strategies. *Frontiers in Human Neuroscience*, *9*, 1–13. <https://doi.org/10.3389/fnhum.2015.00246>

Clark, S., & Riley, M. A. (2007). Multisensory information for postural control: Sway-referencing gain shapes center of pressure variability and temporal dynamics. *Experimental Brain Research*, *176*(2), 299–310. <https://doi.org/10.1007/s00221-006-0620-6>

Collins, J. J., & De Luca, C. J. (1993). Open-loop and closed-loop control of posture: A random-walk analysis of center-of-pressure trajectories. *Experimental Brain Research*, *95*(2), 308–318. <https://doi.org/10.1007/BF00229788>

Corbeil, P., Blouin, J. S., Bégin, F., Nougier, V., & Teasdale, N. (2003). Perturbation of the postural control system induced by muscular fatigue. *Gait and Posture*, *18*(2), 92–100. [https://doi.org/10.1016/S0966-6362\(02\)00198-4](https://doi.org/10.1016/S0966-6362(02)00198-4)

- Costello, K. E., Matrangola, S. L., & Madigan, M. L. (2012). Independent effects of adding weight and inertia on balance during quiet standing. *BioMedical Engineering Online*, *11*(1), 1. <https://doi.org/10.1186/1475-925X-11-20>
- Creath, R., Kiemel, T., Horak, F., Peterka, R., & Jeka, J. (2005). A unified view of quiet and perturbed stance: Simultaneous co-existing excitable modes. *Neuroscience Letters*, *377*(2), 75–80. <https://doi.org/10.1016/j.neulet.2004.11.071>
- Cullen, K. E., Brooks, J. X., Jamali, M., Carriot, J., & Massot, C. (2011). Internal models of self-motion: computations that suppress vestibular reafference in early vestibular processing. *Experimental Brain Research*, *210*(3–4), 377–388. <https://doi.org/10.1007/s00221-011-2555-9>
- Dault, M. C., Geurts, A. C. H., Mulder, T. W., & Duysens, J. (2001). Postural control and cognitive task performance in healthy participants while balancing on different support-surface configurations. *Gait and Posture*, *14*(3), 248–255. [https://doi.org/10.1016/S0966-6362\(01\)00130-8](https://doi.org/10.1016/S0966-6362(01)00130-8)
- Dault, M. C., Yardley, L., & Frank, J. S. (2003). Does articulation contribute to modifications of postural control during dual-task paradigms? *Cognitive Brain Research*, *16*(3), 434–440. [https://doi.org/10.1016/S0926-6410\(03\)00058-2](https://doi.org/10.1016/S0926-6410(03)00058-2)
- Deffeyes, J. E., Harbourne, R. T., Dejong, S. L., Kyvelidou, A., Stuberg, W. A., & Stergiou, N. (2009). Use of information entropy measures of sitting postural sway to quantify developmental delay in infants. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, *6*(1), 1–13. <https://doi.org/10.1186/1743-0003-6-34>
- DeLuca, C. J., LeFever, R. S., McCue, M. P., & Xenakis, A. P. (1982). Control scheme

governing concurrently active human motor units during voluntary contractions. *J Physiol*, 329, 129–142.

Dettmer, M., Pourmoghaddam, A., Lee, B., & Layne, C. S. (2015). Effects of aging and tactile stochastic resonance on postural performance and postural control in a sensory conflict task Effects of aging and tactile stochastic resonance on postural performance and postural control in a sensory conflict task. *Somatosensory & Motor Research*, 32(2), 128–135. <https://doi.org/10.3109/08990220.2015.1004045>

Diener, H. ., Dichgans, J., Bacher, M., & Gompf, B. (1984). Quantification of postural sway in normals and patients with cerebellar diseases. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, 57(2), 134–142. [https://doi.org/10.1016/0013-4694\(84\)90172-X](https://doi.org/10.1016/0013-4694(84)90172-X)

Donker, S. F., Roerdink, M., Greven, A. J., & Beek, P. J. (2007). Regularity of center-of-pressure trajectories depends on the amount of attention invested in postural control. *Experimental Brain Research*, 181(1), 1–11. <https://doi.org/10.1007/s00221-007-0905-4>

Duarte, M., & Freitas, S. M. (2010). Revision of posturography based on force plate for balance evaluation. *Revista Brasileira de Fisioterapia*, 14(3), 183–192. <https://doi.org/S1413-35552010000300003>

Fetters, L. (2010). Perspective on Variability in the Development of Human Action. *Physical Therapy*, 90(12), 1860–1867. <https://doi.org/10.2522/ptj.2010090>

Fitzpatrick, R., & McCloskey, D. I. (1994). Proprioceptive, visual and vestibular thresholds for the perception of sway during standing in humans. *The Journal of Physiology*,

478(1), 173–186. <https://doi.org/10.1113/jphysiol.1994.sp020240>

Franchak, J. M. (2017). Exploratory behaviors and recalibration : What processes are shared between functionally similar affordances? *Attention, Perception, & Psychophysics*, *79*, 1816–1829. <https://doi.org/10.3758/s13414-017-1339-0>

Gatev, P., Thomas, S., Kepple, T., & Hallett, M. (1999). Feedforward ankle strategy of balance during quiet stance in adults. *Journal of Physiology*, *514*(3), 915–928. <https://doi.org/10.1111/j.1469-7793.1999.915ad.x>

Gawthrop, P., Loram, I., Lakie, M., & Gollee, H. (2011). Intermittent control: A computational theory of human control. *Biological Cybernetics*, *104*(1–2), 31–51. <https://doi.org/10.1007/s00422-010-0416-4>

Gibson, E. J. (1988). Exploratory Behavior in the Development of Perceiving, Acting, and the Acquiring of Knowledge. *Annual Review of Psychology*, *39*(1), 1–42. <https://doi.org/10.1146/annurev.ps.39.020188.000245>

Gliga, T. (2018). Telling Apart Motor Noise and Exploratory Behavior, in Early Development. *Frontiers in Psychology*, *9*, 1–9. <https://doi.org/10.3389/fpsyg.2018.01939>

Granacher, U., Muehlbauer, T., & Gruber, M. (2012). A Qualitative Review of Balance and Strength Performance in Healthy Older Adults: Impact for Testing and Training. *Journal of Aging Research*, *2012*, In press. <https://doi.org/10.1155/2012/708905>

Hadders-Algra, M. (2007). Putative neural substrate of normal and abnormal general movements. *Neuroscience and Biobehavioral Reviews*, *31*(8), 1181–1190.

<https://doi.org/10.1016/j.neubiorev.2007.04.009>

Haid, T., & Federolf, P. (2018). Human postural control: Assessment of two alternative interpretations of center of pressure sample entropy through a principal component factorization of whole-body kinematics. *Entropy*, 20(1).
<https://doi.org/10.3390/e20010030>

Horak, F. B. (2006). Postural orientation and equilibrium: What do we need to know about neural control of balance to prevent falls? *Age and Ageing*, 35(S2), 7–11.
<https://doi.org/10.1093/ageing/afl077>

Horak, F. B., Nutt, J. G., & Nashner, L. M. (1992). Postural inflexibility in parkinsonian subjects. *Journal of the Neurological Sciences*, 111(1), 46–58.
[https://doi.org/10.1016/0022-510X\(92\)90111-W](https://doi.org/10.1016/0022-510X(92)90111-W)

Horiuchi, K., Ishihara, M., & Imanaka, K. (2017). The essential role of optical flow in the peripheral visual field for stable quiet standing : Evidence from the use of a head-mounted display. *PLoS ONE*, 12(10), e0184552.
<https://doi.org/10.5878/002913.Funding>

Imamizu, H., Sugimoto, N., Rieko, O., Tsutsui, K., Kouichi, S., Wada, Y., & Kawato, M. (2007). Explicit contextual information selectively contributes to predictive switching of internal models. *Experimental Brain Research*, 181(3), 395–408.
<https://doi.org/10.1007/s00221-007-0940-1>

Jamet, M., Deviterne, D., Gauchard, G. C., Vançon, G., & Perrin, P. P. (2007). Age-related part taken by attentional cognitive processes in standing postural control in a dual-task context. *Gait & Posture*, 25(2), 179–184.

<https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2006.03.006>

Janusz, B. W., Beck, M., Szczepańska, J., Sadowska, D., Bacik, B., Juras, G., & Słomka, K. J. (2016). Directional measures of postural sway as predictors of balance instability and accidental falls. *Journal of Human Kinetics*, 52(1), 75–83. <https://doi.org/10.1515/hukin-2015-0195>

Jehu, D. A., Desponts, A., Paquet, N., & Lajoie, Y. (2015). Prioritizing attention on a reaction time task improves postural control and reaction time. *International Journal of Neuroscience*, 125(2), 100–106. <https://doi.org/10.3109/00207454.2014.907573>

Kang, H. G., Quach, L., Li, W., & Lipsitz, L. A. (2013). Stiffness control of balance during dual task and prospective falls in older adults: The MOBILIZE Boston Study. *Gait and Posture*, 38(4), 757–763. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2013.03.022>

Kapteyn, T. S., & Wit, G. De. (1972). Posturography as an auxiliary in vestibular investigation. *Acta Oto-Laryngologica*, 73(2–6), 104–111. <https://doi.org/10.3109/00016487209138918>

Kerr, B., Condon, S. M., & McDonald, L. A. (1985). Cognitive spatial processing and the regulation of posture. *Journal of Experimental Psychology. Human Perception and Performance*, 11(5), 617–622. <https://doi.org/10.1037/0096-1523.11.5.617>

Kiemel, T., Oie, K. S., & Jeka, J. J. (2002). Multisensory fusion and the stochastic structure of postural sway. *Biological Cybernetics*, 87(4), 262–277. <https://doi.org/10.1007/s00422-002-0333-2>

Kiemel, T., Oie, K. S., & Jeka, J. J. (2006). Slow Dynamics of Postural Sway Are in the

Feedback Loop. *Journal of Neurophysiology*, 95(3), 1410–1418.
<https://doi.org/10.1152/jn.01144.2004>

Kingma, H. (2016). Posture, balance and movement: Role of the vestibular system in balance control during stance and movements. *Neurophysiologie Clinique/Clinical Neurophysiology*, 46(4–5), 238. <https://doi.org/10.1016/j.neucli.2016.09.005>

Kingsnorth, S., & Schmuckler, M. A. (2000). Walking skill versus walking experience as a predictor of barrier crossing in toddlers. *Infant Behavior and Development*, 23(3–4), 331–350. [https://doi.org/10.1016/S0163-6383\(01\)00048-0](https://doi.org/10.1016/S0163-6383(01)00048-0)

Kręcisz, K., & Kuczyński, M. (2018). Attentional demands associated with augmented visual feedback during quiet standing. *PeerJ*, 6(6), e5101. <https://doi.org/10.7717/peerj.5101>

Kupper, C., Roemer, K., Jusko, E., & Zentgraf, K. (2020). Distality of Attentional Focus and Its Role in Postural Balance Control. *Frontiers in Psychology*, 11, 1–14. <https://doi.org/10.3389/fpsyg.2020.00125>

Lacour, M., Bernard-Demanze, L., & Dumitrescu, M. (2008). Posture control, aging, and attention resources: Models and posture-analysis methods. *Neurophysiologie Clinique*, 38(6), 411–421. <https://doi.org/10.1016/j.neucli.2008.09.005>

Lajoie, Y., Richer, N., Jehu, D. A., Polskaia, N., & Saunders, D. (2016). Letter to the Editor: On “Advantages and disadvantages of stiffness instructions when studying postural control” by C.T. Bonnet: You just can’t win: Advantages and disadvantages of the postural stability requirement. *Gait and Posture*, 46, 215–218. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2015.12.031>

- Lajoie, Y., Richer, N., Jehu, D. A., & Tran, Y. (2016). Continuous Cognitive Tasks Improve Postural Control Compared to Discrete Cognitive Tasks. *Journal of Motor Behavior*, *48*(3), 264–269. <https://doi.org/10.1080/00222895.2015.1089833>
- Lajoie, Y., Teasdale, N., Bard, C., & Fleury, M. (1993). Attentional demands for static and dynamic equilibrium. *Experimental Brain Research*, *97*(1), 139–144. <https://doi.org/10.1007/BF00228824>
- Lang, C. E., & Bastian, A. J. (2002). Cerebellar Damage Impairs Automaticity of a Recently Practiced Movement. *Journal of Neurophysiology*, *87*(3), 1336–1347. <https://doi.org/10.1152/jn.00368.2001>
- Lee, Y., Goyal, N., & Aruin, A. S. (2018). Effect of a cognitive task and light finger touch on standing balance in healthy adults. *Experimental Brain Research*, *236*(2), 399–407. <https://doi.org/10.1007/s00221-017-5135-9>
- Lewthwaite, R., & Wulf, G. (2017). Optimizing motivation and attention for motor performance and learning. *Current Opinion in Psychology*, *16*, 38–42. <https://doi.org/10.1016/j.copsyc.2017.04.005>
- Luyat, M., & Regia-Corte, T. (2009). Les affordances : de James Jerome Gibson aux formalisations récentes du concept. *L'Année Psychologique*, *109*(02), 297. <https://doi.org/10.4074/s000350330900205x>
- Mani, H., Hsiao, S., Takeda, K., Hasegawa, N., Tsuda, A., Ohashi, T., Suwahara, T., Ito, K., & Asaka, T. (2015). Age-Related Changes in Distance From Center of Mass to Center of Pressure During One-Leg Standing. *Journal of Motor Behavior*, *47*(4), 282–290. <https://doi.org/10.1080/00222895.2014.979756>

- Mano, T., Hibino, R., Mitarai, G., Watanabe, S., Jijiwa, H., Baron, J. B., & Tomas, S. (1976). Electrophysiological study on vestibulo-spinal reflex in man. *Agressologie, 17*, 71–76.
- Manor, B., Costa, M. D., Hu, K., Newton, E., Starobinets, O., Kang, H. G., Peng, C. K., Novak, V., & Lipsitz, L. A. (2010). Physiological complexity and system adaptability: evidence from postural control dynamics of older adults. *Journal of Applied Physiology, 109*(6), 1786–1791. <https://doi.org/10.1152/jappphysiol.00390.2010>
- Massion, J. (1994). Postural control system. *Current Opinion in Neurobiology, 4*(6), 877–887. [https://doi.org/10.1016/0959-4388\(94\)90137-6](https://doi.org/10.1016/0959-4388(94)90137-6)
- Maylor, E. A., Allison, S., & Wing, A. M. (2001). Effects of spatial and nonspatial cognitive activity on postural stability. *British Journal of Psychology, 92*(2), 319–338. <https://doi.org/10.1348/000712601162211>
- McAllister Byun, T., Swartz, M. T., Halpin, P. F., Szeredi, D., & Maas, E. (2016). Direction of attentional focus in biofeedback treatment for /r/ misarticulation. *International Journal of Language and Communication Disorders, 51*(4), 384–401. <https://doi.org/10.1111/1460-6984.12215>
- McKeon, P. O., & Hertel, J. (2008). Systematic Review of Postural Control and Lateral Ankle Instability, Part II: Is Balance Training Clinically Effective? *Journal of Athletic Training, 43*(3), 305–315. <https://doi.org/10.4085/1062-6050-43.3.305>
- McNevin, N., Shea, C., & Wulf, G. (2003). Increasing the distance of an external focus of attention enhances learning. *Psychological Research, 67*(1), 22–29. <https://doi.org/10.1519/JSC.0b013e31823f275c>

- McNevin, N., & Wulf, G. (2002). Attentional focus on supra-postural tasks affects postural control. *Human Movement Science*, *21*(2), 187–202. [https://doi.org/10.1016/S0167-9457\(02\)00095-7](https://doi.org/10.1016/S0167-9457(02)00095-7)
- Mei, J., Quek, T., Manip, M., Pua, Y., Bryant, A. L., & Clark, R. A. (2013). The Influence of Cervical Spine Flexion-Rotation Range-of-Motion Asymmetry on Postural Stability in Older Adults. *Spine*, *38*(19), 1648–1655. <https://doi.org/10.1097/BRS.0b013e31829f23a0>
- Melzer, I., Benjuya, N., & Kaplanski, J. (2001). Age-Related Changes of Postural Control: Effect of Cognitive Tasks. *Gerontology*, *47*(4), 189–194. <https://doi.org/10.1159/000052797>
- Michaud, L., Richer, N., & Lajoie, Y. (2020). Number of Trials Needed to Assess Postural Control of Young Adults in Single and Dual-Task. *Journal of Motor Behavior*, In Press. <https://doi.org/10.1080/00222895.2020.1723479>
- Murnaghan, C. D., Carpenter, M. G., Chua, R., & Inglis, J. T. (2017). Keeping still doesn't "make sense": examining a role for movement variability by stabilizing the arm during a postural control task. *Journal of Neurophysiology*, *117*(2), 846–852. <https://doi.org/10.1152/jn.01150.2015>
- Murnaghan, C. D., Horslen, B. C., Inglis, J. T., & Carpenter, M. G. (2011). Exploratory behavior during stance persists with visual feedback. *Neuroscience*, *195*, 54–59. <https://doi.org/10.1016/j.neuroscience.2011.08.020>
- Murnaghan, C. D., Squair, J. W., Chua, R., Inglis, J. T., & Carpenter, M. G. (2013). Are increases in COP variability observed when participants are provided explicit verbal

cues prior to COM stabilization? *Gait and Posture*, 38(4), 734–738.
<https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2013.03.012>

Murnaghan, C. D., Squair, J. W., Chua, R., Inglis, J. T., & Carpenter, M. G. (2014). Cortical contributions to control of posture during unrestricted and restricted stance. *Journal of Neurophysiology*, 111(9), 1920–1926. <https://doi.org/10.1152/jn.00853.2012>

Najafi, B., Horn, D., Marclay, S., Crews, R. T., Wu, S., & Wrobel, J. S. (2010). Assessing postural control and postural control strategy in diabetes patients using innovative and wearable technology. *Journal of Diabetes Science and Technology*, 4(4), 780–791.
<https://doi.org/10.1177/193229681000400403>

Negahban, H., Sanjari, M. A., Karimi, M., & Parnianpour, M. (2016). Complexity and variability of the center of pressure time series during quiet standing in patients with knee osteoarthritis. *Clinical Biomechanics*, 32, 280–285.
<https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2015.10.011>

Oppenheim, U., Kohen-Raz, R., Alex, D., Kohen-Raz, A., & Azarya, M. (1999). Postural characteristics of diabetic neuropathy. *Diabetes Care*, 22(2), 328–332.
<https://doi.org/10.2337/diacare.22.2.328>

Paillard, T. (2016). *Posture et équilibration humaines* (1st ed.). deboeck supérieur.
<https://www.decitre.fr/media/pdf/feuillestage/9/7/8/2/3/5/3/2/9782353273140.pdf>

Paillard, T., & Noé, F. (2015). Techniques and Methods for Testing the Postural Function in Healthy and Pathological Subjects. *BioMed Research International*, 2015, 1–15.
<https://doi.org/10.1155/2015/891390>

- Pashler, H. (1994). Dual-task interference in simple tasks: Data and theory. *Psychological Bulletin*, 116(2), 220–244. <https://doi.org/10.1037/0033-2909.116.2.220>
- Pellecchia, G. L. (2003). Postural sway increases with attentional demands of concurrent cognitive task. *Gait and Posture*, 18(1), 29–34. [https://doi.org/10.1016/S0966-6362\(02\)00138-8](https://doi.org/10.1016/S0966-6362(02)00138-8)
- Peterka, R. J. (2002). Sensorimotor integration in human postural control. *Journal of Neurophysiology*, 88(3), 1097–1118. <https://doi.org/10.1152/jn.00605.2001>
- Pincus, S. M., & Goldberger, A. L. (1994). Physiological time-series analysis : what does regularity quantify? *American Journal of Physiology-Heart and Circulatory Physiology*, 266(4), H1643–H1656. <https://doi.org/10.1152/ajpheart.1994.266.4.H1643>
- Polskaia, N., & Lajoie, Y. (2016a). Interstimulus Intervals and Sensory Modality Modulate the Impact of a Cognitive Task on Postural Control. *Journal of Motor Behavior*, 48(6), 482–488. <https://doi.org/10.1080/00222895.2015.1134435>
- Polskaia, N., & Lajoie, Y. (2016b). Reducing postural sway by concurrently performing challenging cognitive tasks. *Human Movement Science*, 46, 177–183. <https://doi.org/10.1016/j.humov.2015.12.013>
- Polskaia, N., Richer, N., Dionne, E., & Lajoie, Y. (2015). Continuous cognitive task promotes greater postural stability than an internal or external focus of attention. *Gait & Posture*, 41(2), 454–458. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2014.11.009>
- Potvin-Desrochers, A., Richer, N., & Lajoie, Y. (2017). Cognitive tasks promote

automatization of postural control in young and older adults. *Gait & Posture*, 57, 40–45. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2017.05.019>

Prado-rico, J. M., Alouche, S. R., Sodr , A. C., Barroso, R., Costa, D. S., Maria, S., Ferreira, S., & Freitas, D. (2018). Gait & Posture Effect of force magnitude of touch on the components of postural sway. *Gait & Posture*, 65, 15–19. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2018.06.164>

Pua, Y., Liang, Z., Ong, P., Bryant, A. L., Lo, N., & Clark, R. A. (2011). Associations of Knee Extensor Strength and Standing Balance With Physical Function in Knee Osteoarthritis. *Arthritis Care & Research*, 63(12), 1706–1714. <https://doi.org/10.1002/acr.20615>

Quatman-Yates, C. C., Bonnette, S., Hugentobler, J. A., M d , B., Kiefer, A. W., Kurowski, B. G., Riley, M. A., & York, N. (2015). Postconcussion Postural Sway Variability Changes in Youth: The Benefit of Structural Variability Analyses. *Pediatric Physical Therapy*, 27(4), 316–327. <https://doi.org/10.1097/PEP.000000000000193>.Postconcussion

Quek, J., Brauer, S. G., Clark, R., & Treleaven, J. (2014). New insights into neck-pain-related postural control using measures of signal frequency and complexity in older adults. *Gait and Posture*, 39(4), 1069–1073. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2014.01.009>

Quek, J., Treleaven, J., Clark, R. A., & Brauer, S. G. (2018). An exploratory study examining factors underpinning postural instability in older adults with idiopathic neck pain. *Gait & Posture*, 60, 93–98. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2017.11.016>

- Rajachandrakumar, R., Mann, J., Schinkel-ivy, A., & Mansfielda, A. (2018). Exploring the relationship between stability and variability of the centre of mass and centre of pressure. *Gait & Posture*, *63*, 254–259. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2018.05.008>
- Rajasekaran, V., Aranda, J., Casals, A., & Pons, J. L. (2015). An adaptive control strategy for postural stability using a wearable robot. *Robotics and Autonomous Systems*, *73*, 16–23. <https://doi.org/10.1016/j.robot.2014.11.014>
- Rancourt, D., & Hogan, N. (2001). Dynamics of pushing. *Journal of Motor Behavior*, *33*(4), 351–362. <https://doi.org/10.1080/00222890109601919>
- Remaud, A., Boyas, S., Caron, G. A. R., & Bilodeau, M. (2012). Attentional Demands Associated With Postural Control Depend on Task Difficulty and Visual Condition. *Journal of Motor Behavior*, *44*(5), 329–340. <https://doi.org/10.1080/00222895.2012.708680>
- Rhine, T., Quatman-yates, C., & Clark, R. A. (2015). A Longitudinal Examination of Postural Impairments in Children With Mild Traumatic Brain Injury : Implications for Acute Testing. *Journal of Head Trauma Rehabilitation*, *32*(2), E18–E23. <https://doi.org/10.1097/HTR.0000000000000192>
- Riccio, G. E. (1993). Information in movement variability: About the qualitative dynamics of posture and orientation. In K. M. Newell & D. M. Corcos (Eds.), *Variability and motor control* (pp. 317–357). Human Kinetics.
- Riccio, G. E., & Stoffregen, T. A. (1988). Affordances as constraints on the control of stance. *Human Movement Science*, *7*(2–4), 265–300. <https://doi.org/10.1016/0167->

9457(88)90014-0

Richer, N., & Lajoie, Y. (2020). Automaticity of Postural Control while Dual-tasking Revealed in Young and Older Adults. *Experimental Aging Research*, 46(1), 1–21. <https://doi.org/10.1080/0361073X.2019.1693044>

Richer, N., Ly, K., Fortier, N., & Lajoie, Y. (2020). Absence of Ankle Stiffening While Standing in Focus and Cognitive Task Conditions in Older Adults. *Journal of Motor Behavior*, 52(2), 167–174. <https://doi.org/10.1080/00222895.2019.1599808>

Richer, N., Polskaia, N., & Lajoie, Y. (2017). Continuous Cognitive Task Promotes Greater Postural Stability than an Internal or External Focus of Attention in Older Adults. *Experimental Aging Research*, 43(1), 21–33. <https://doi.org/10.1080/0361073X.2017.1258214>

Richer, N., Saunders, D., Polskaia, N., & Lajoie, Y. (2017). The effects of attentional focus and cognitive tasks on postural sway may be the result of automaticity. *Gait and Posture*, 54, 45–49. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2017.02.022>

Richman, J. S., & Moorman, J. R. (2000). Physiological time-series analysis using approximate entropy and sample entropy. *American Journal of Physiology-Heart and Circulatory Physiology*, 278(6), H2039–H2049. <https://doi.org/10.1152/ajpheart.2000.278.6.H2039>

Riley, M. A., Baker, A. A., Schmit, J. M., & Weaver, E. (2005). Effects of Visual and Auditory Short-Term Memory Tasks on the Spatiotemporal Dynamics and Variability of Postural Sway. *Journal of Motor Behavior*, 37(4), 311–324. <https://doi.org/10.3200/JMBR.37.4.311-324>

- Riley, M. A., & Clark, S. (2003). Recurrence analysis of human postural sway during the sensory organization test. *Neuroscience Letters*, *342*, 45–48. [https://doi.org/10.1016/S0304-3940\(03\)00229-5](https://doi.org/10.1016/S0304-3940(03)00229-5)
- Roerdink, M., De Haart, M., Daffertshofer, A., Donker, S. F., Geurts, A. C. H., & Beek, P. J. (2006). Dynamical structure of center-of-pressure trajectories in patients recovering from stroke. *Experimental Brain Research*, *174*(2), 256–269. <https://doi.org/10.1007/s00221-006-0441-7>
- Roerdink, M., Hlavackova, P., & Vuillerme, N. (2011). Center-of-pressure regularity as a marker for attentional investment in postural control: A comparison between sitting and standing postures. *Human Movement Science*, *30*(2), 203–212. <https://doi.org/10.1016/j.humov.2010.04.005>
- Rothwell, J. C., Traub, M. M., Day, B. L., Obeso, J. A., Rhomas, P. K., & Marsden, C. F. (1982). Manual motor performance in a deafferented man. *Brain*, *105*, 515–542. <https://doi.org/10.1093/brain/105.3.515>
- Ruhe, A., Fejer, R., & Walker, B. (2010). The test-retest reliability of center of pressure measures in bipedal static task conditions - A systematic review of the literature. *Gait & Posture*, *32*(4), 436–445. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2010.09.012>
- Runge, C. F., Shupert, C. L., Horak, F. B., & Zajac, F. E. (1999). Ankle and hip postural strategies defined by joint torques. *Gait and Posture*, *10*(2), 161–170. [https://doi.org/10.1016/S0966-6362\(99\)00032-6](https://doi.org/10.1016/S0966-6362(99)00032-6)
- Samuel, A. J. (2015). A Critical Review on the Normal Postural Control. *Physiotherapy and Occupational Therapy Journal*, *8*(2), 71–75.

<https://doi.org/10.21088/potj.0974.5777.8215.4>

Sanes, J. N., Mauritz, K. H., Evarts, E. V., Dalakas, M. C., & Chu, A. (1984). Motor deficits in patients with large-fiber sensory neuropathy. *Proceedings of the National Academy of Sciences*, *81*(3), 979–982. <https://doi.org/10.1073/pnas.81.3.979>

Šarabon, N., Potocanac, Z., Gorjan, D., & Babic, J. (2018). Small , movement dependent perturbations substantially alter postural control strategy in healthy young adults. *Journal of Biomechanics*. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2018.09.008>

Sasagawa, S., Ushiyama, J., Kouzaki, M., & Kanehisa, H. (2009). Effect of the hip motion on the body kinematics in the sagittal plane during human quiet standing. *Neuroscience Letters*, *450*(1), 27–31. <https://doi.org/10.1016/j.neulet.2008.11.027>

Saunders, J. B., Inman, V. T., & Eeberhart, H. D. (1953). The major determinants in normal and pathological gait. *The Journal of Bone and Joint Surgery. American Volume*, *35*(3), 543–558.

Schieppati, M., Hugon, M., Grasso, M., Nardone, A., & Galante, M. (1994). The limits of equilibrium in young and elderly normal subjects and in parkinsonians. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology/ Evoked Potentials*, *93*(4), 286–298. [https://doi.org/10.1016/0168-5597\(94\)90031-0](https://doi.org/10.1016/0168-5597(94)90031-0)

Shumway-Cook, A., Woollacott, M., Kerns, K. A., & Baldwin, M. (1997). The Effects of Two Types of Cognitive Tasks on Postural Stability in Older Adults With and Without a History of Falls. *The Journals of Gerontology Series A: Biological Sciences and Medical Sciences*, *52A*(4), M232–M240. <https://doi.org/10.1093/gerona/52A.4.M232>

- Sifuzzaman, M., Islam, M. R., & Ali, M. Z. (2009). Application of Wavelet Transform and its Advantages Compared to Fourier Transform. *Journal of Physical Sciences*, *13*, 121–134.
- Siu, K.-C., & Woollacott, M. H. (2007). Attentional demands of postural control: The ability to selectively allocate information-processing resources. *Gait & Posture*, *25*(1), 121–126. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2006.02.002>
- Slifkin, A. B., & Newell, K. M. (1999). Noise, information transmission, and force variability. *Journal of Experimental Psychology: Human Perception and Performance*, *25*(3), 837–851. <https://doi.org/10.1037/0096-1523.25.3.837>
- Soames, R. W., & Atha, J. (1982). The spectral characteristics of postural sway behaviour. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, *49*(2), 169–177. <https://doi.org/10.1007/BF02334065>
- St-Amant, G., Rahman, T., Polskaia, N., Fraser, S., & Lajoie, Y. (2020). Unveiling the cerebral and sensory contributions to automatic postural control during dual-task standing. *Human Movement Science*, *70*, In Press. <https://doi.org/10.1016/j.humov.2020.102587>
- Stergiou, N., & Decker, L. M. (2011). Human movement variability, nonlinear dynamics, and pathology: Is there a connection? *Human Movement Science*, *30*(5), 869–888. <https://doi.org/10.1016/j.humov.2011.06.002>
- Stergiou, N., Harbourne, R. T., & Cavanaugh, J. T. (2006). Optimal Movement Variability: A New Theoretical Perspective for Neurologic Physical Therapy. *Journal Articles*, *69*(3), 120–129. <https://digitalcommons.unomaha.edu/biomechanicsarticles/69>

- Stins, J. F., Michielsens, M. E., Roerdink, M., & Beek, P. J. (2009). Sway regularity reflects attentional involvement in postural control: Effects of expertise, vision and cognition. *Gait & Posture*, *30*(1), 106–109. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2009.04.001>
- Stins, J. F., Roerdink, M., & Beek, P. J. (2011). To freeze or not to freeze? Affective and cognitive perturbations have markedly different effects on postural control. *Human Movement Science*, *30*(2), 190–202. <https://doi.org/10.1016/j.humov.2010.05.013>
- Swan, L., Otani, H., & Loubert, P. V. (2007). Reducing postural sway by manipulating the difficulty levels of a cognitive task and a balance task. *Gait & Posture*, *26*(3), 470–474. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2006.11.201>
- Swan, L., Otani, H., Loubert, P. V., Sheffert, S. M., & Dunbar, G. L. (2004). Improving balance by performing a secondary cognitive task. *British Journal of Psychology*, *95*(1), 31–40. <https://doi.org/10.1348/000712604322779442>
- Taguchi, K. (1978). Spectral analysis of the movement of the center of gravity in vertiginous and ataxic patients. *Agressologie*, *19*(B), 69–70.
- Thach, W. T. (1998). A role for the cerebellum in learning movement coordination. *Neurobiology of Learning and Memory*. <https://doi.org/10.1006/nlme.1998.3846>
- Thelen, E., Corbetta, D., Kamm, K., Spencer, J. P., Schneider, K., & Zernicke, R. F. (1993). The Transition to Reaching: Mapping Intention and Intrinsic Dynamics. *Child Development*, *64*(4), 1058–1098. <https://doi.org/10.1111/j.1467-8624.1993.tb04188.x>
- Ueta, K., Okada, Y., Nakano, H., Osumi, M., & Morioka, S. (2014). Effects of Voluntary

and Automatic Control of Center of Pressure Sway During Quiet Standing. *Journal of Motor Behavior*, 47(3), 256–264. <https://doi.org/10.1080/00222895.2014.974496>

Van Der Kooij, H., Jacobs, R., Koopman, B., & Van Der Helm, F. (2001). An adaptive model of sensory integration in a dynamic environment applied to human stance control. *Biological Cybernetics*, 84(2), 103–115. <https://doi.org/10.1007/s004220000196>

Van Emmerik, R. E. A., & Van Wegen, E. E. H. (2000). On variability and stability in human movement. *Journal of Applied Biomechanics*, 16(4), 394–406. <https://doi.org/10.1123/jab.16.4.394>

Vander Velde, T., & Woollacott, M. (2008a). Non-visual spatial tasks reveal increased interactions with stance postural control. *Brain Research*, 1208(1985), 95–102. <https://doi.org/10.1016/j.brainres.2008.03.005>

Vander Velde, T., & Woollacott, M. (2008b). Non-visual spatial tasks reveal increased interactions with stance postural control. *Brain Research*, 1208, 95–102. <https://doi.org/10.1016/j.brainres.2008.03.005>

Vuillerme, N., & Nafati, G. (2007). How attentional focus on body sway affects postural control during quiet standing. *Psychological Research*, 71(2), 192–200. <https://doi.org/10.1007/s00426-005-0018-2>

Wachholz, F., Kockum, T., Haid, T., & Federolf, P. (2019). Changed temporal structure of neuromuscular control, rather than changed intersegment coordination, explains altered stabilographic regularity after a moderate perturbation of the postural control system. *Entropy*, 21(6). <https://doi.org/10.3390/e21060614>

- Weeks, D. L., Forget, R., Mouchnino, L., Gravel, D., & Bourbonnais, D. (2003). Interaction between Attention Demanding Motor and Cognitive Tasks and Static Postural Stability. *Gerontology*, *49*(4), 225–232. <https://doi.org/10.1159/000070402>
- Werness, S. A. S., & Anderson, D. J. (1984). Parametric analysis of dynamic postural responses. *Biological Cybernetics*, *51*(3), 155–168. <https://doi.org/10.1007/BF00346137>
- Wexler, M., Kosslyn, S. M., & Berthoz, A. (1998). Motor processes in mental rotation. *Cognition*, *68*(1), 77–94. [https://doi.org/10.1016/S0010-0277\(98\)00032-8](https://doi.org/10.1016/S0010-0277(98)00032-8)
- Winter, D. A. (1995). Human balance and posture control during standing and walking. *Gait & Posture*, *3*(4), 193–214. [https://doi.org/10.1016/0966-6362\(96\)82849-9](https://doi.org/10.1016/0966-6362(96)82849-9)
- Winter, D. A., 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, E., & Frank, J. S. (1990). Assessment of balance control in humans. *Medical Progress through Technology*, *16*(1–2), 31–51. <https://doi.org/10.3138/ptc.42.2.089>
- 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/http://www.ncbi.nlm.nih.gov/entrez/query.fcgi?cmd=Retrieve&db=PubMed&dopt=Citation&list_uids=8793746

- Woollacott, M., & Shumway-Cook, A. (1996). Concepts and methods for assessing postural instability. *Journal of Aging and Physical Activity*, 4(3), 214–233. <https://doi.org/10.1123/japa.4.3.214>
- Woollacott, M., & Shumway-Cook, A. (2002). Attention and the control of posture and gait: A review of an emerging area of research. *Gait and Posture*, 16(1), 1–14. [https://doi.org/10.1016/S0966-6362\(01\)00156-4](https://doi.org/10.1016/S0966-6362(01)00156-4)
- Wu, T., & Hallett, M. (2009). Dual task interference in Parkinson's disease. *European Neurological Review*, 4(2), 30–33. <https://doi.org/10.17925/USN.2009.05.01.30>
- Wulf, G. (2013). Attentional focus and motor learning: A review of 15 years. *International Review of Sport and Exercise Psychology*, 6(1), 77–104. <https://doi.org/10.1080/1750984X.2012.723728>
- Wulf, G., Höß, M., & Prinz, W. (1998). Instructions for motor learning: Differential effects of internal versus external focus of attention. *Journal of Motor Behavior*, 30(2), 169–179. <https://doi.org/10.1080/00222899809601334>
- Wulf, G., Lauterbach, B., & Toole, T. (1999). The learning advantages of an external focus of attention in golf. *Research Quarterly for Exercise and Sport*, 70(2), 120–126. <https://doi.org/10.1080/02701367.1999.10608029>
- Wulf, G., McConnel, N., Gärtner, M., & Schwarz, A. (2002). Enhancing the Learning of Sport Skills Through External-Focus Feedback. *Journal of Motor Behavior*, 34(2), 171–182. <https://doi.org/10.1080/00222890209601939>
- Wulf, G., & McNevin, N. H. (2003). Simply distracting learners is not enough: More

evidence for the learning benefits of an external focus of attention. *European Journal of Sport Science*, 3(5), 1–13. <https://doi.org/10.1080/17461390300073501>

Wulf, G., McNevin, N., & Shea, C. H. (2001). The automaticity of complex motor skill learning as a function of attentional focus. *The Quarterly Journal of Experimental Psychology Section A*, 54(4), 1143–1154. <https://doi.org/10.1080/713756012>

Wulf, G., Mercer, J., McNevin, N., & Guadagnoli, M. A. (2004). Reciprocal Influences of Attentional Focus on Postural and Suprapostural Task Performance. *Journal of Motor Behavior*, 36(2), 189–199. <https://doi.org/10.3200/JMBR.36.2.189-199>

Wulf, G., Shea, C., & Park, J. H. (2001). Attention and motor performance: Preferences for and advantages of an external focus. *Research Quarterly for Exercise and Sport*, 72(4), 335–344. <https://doi.org/10.1080/02701367.2001.10608970>

Wulf, G., Weigelt, M., Poulter, D., & McNevin, N. (2003). Attentional focus on suprapostural tasks affects balance learning. *Quarterly Journal of Experimental Psychology Section A: Human Experimental Psychology*, 56 A(7), 1191–1211. <https://doi.org/10.1080/02724980343000062>

Yardley, L., Gardner, M., Leadbetter, A., & Lavie, N. (1999). Effect of articulatory and mental tasks on postural control. *NeuroReport*, 10(2), 215–219. <https://doi.org/10.1097/00001756-199902050-00003>

Yavari, F., Towhidkhah, F., & Ahmadi-Pajouh, M. A. (2013). Are fast/slow process in motor adaptation and forward/inverse internal model two sides of the same coin? *Medical Hypotheses*, 81(4), 592–600. <https://doi.org/10.1016/j.mehy.2013.07.009>

- Yung, M., Lang, A. E., Stobart, J., Kociolek, A. M., Milosavljevic, S., & Trask, C. (2017). The combined fatigue effects of sequential exposure to seated whole body vibration and physical , mental , or concurrent work demands. *PLoS ONE*, *12*(12), e018846. <https://doi.org/https://doi.org/10.1371/journal.pone.0188468>
- Zatsiorsky, V. M., & Duarte, M. (1999). Instant Equilibrium Point and Its Migration in Standing Tasks: Rambling and Trembling Components of the Stabilogram. *Motor Control*, *3*(1), 28–38. <https://doi.org/10.1123/mcj.3.1.28>
- Zatsiorsky, V. M., & Duarte, M. (2000). Rambling and Trembling in Quiet Standing. *Motor Control*, *4*, 185–200. <https://doi.org/10.1123/mcj.4.2.185>
- Zok, M., Mazzà, C., & Cappozzo, A. (2008). Should the instructions issued to the subject in traditional static posturography be standardised? *Medical Engineering and Physics*, *30*(7), 913–916. <https://doi.org/10.1016/j.medengphy.2007.12.002>
- Zwart, R., Ledebt, A., Fong, B. F., de Vries, H., & Savelsbergh, G. J. P. (2005). The affordance of gap crossing in toddlers. *Infant Behavior and Development*, *28*(2), 145–154. <https://doi.org/10.1016/j.infbeh.2005.01.001>

Annexes

Annexe 1 – Caractéristiques additionnelles des participants

Les participants étaient en santé et n'ont démontré aucun problème pouvant affecter leur posture lors de la remise du questionnaire de santé. La majorité des participants étaient actifs, mais un seul était de niveau compétitif/élite.

Chaque participant a dû effectuer un test auditif avant la collecte de données. Ce test a été effectué dans un des locaux du laboratoire avec le logiciel uHear pour IOS (Unitron, Commack, USA). Ce logiciel correspond à un logiciel autoadministré fiable (Bright & Pallawela, 2016). Chaque participant devait effectuer la section « sensibilité auditive » (hearing sensitivity) et « parole dans le bruit » (speech in noise) du logiciel à l'aide de leurs propres écouteurs. Tous les participants ont montré un bon score pour la section « parole dans le bruit ». Deux participants ont montré une perte moyenne des basses fréquences pour une seule oreille alors qu'un participant a montré une perte moyenne à mi-bases et mi-hautes fréquences pour une seule oreille. Compte tenu de leur bon score dans la section « parole dans le bruit » et du fait que le volume pour la double-tâche était suffisamment élevé, ces participants ont été retenus.

Annexe 2 – Questionnaire de santé

Questionnaire de santé

Numéro d'identification: _____

Âge: _____ Sexe: _____ Taille: _____ Poids: _____

Marchez-vous avec un dispositif d'assistance? Oui Non

Avez-vous bien dormi la nuit précédente ? Oui Non

Cochez tout toutes les situations s'appliquant ou s'étant appliqué à vous

- | | | |
|---|--------------------------------------|---|
| Maladie de Parkinson <input type="checkbox"/> | Ostéoporose <input type="checkbox"/> | Sclérose en plaque <input type="checkbox"/> |
| Arthrose <input type="checkbox"/> | Arthrite <input type="checkbox"/> | Accident vasculaire cérébral <input type="checkbox"/> |
| Crise cardiaque <input type="checkbox"/> | Vertige <input type="checkbox"/> | Hypertension artérielle <input type="checkbox"/> |
| Commotion cérébrale <input type="checkbox"/> | Autre _____ | |

Avez-vous subi une/des chutes dans les 6 derniers mois? Oui Non

Si oui, combien de fois? _____

Décrivez la/les chute(s):

Avez-vous eu une blessure ou une intervention chirurgicale aux membres inférieurs ?

Oui Non

Si oui, décrivez :

Cochez les substances consommées dans les 24 dernières heures :

Alcool

Cannabis

Cochez les médicaments consommés dans les 24 dernières heures :

Médicaments pour le rhume

Médicaments pour la grippe

Médicament pour les allergies (antihistaminiques)

Antis inflammatoires

Écrivez la liste du/des médicaments et leur but si non présents dans la liste précédente:

Pratiquez-vous une activité physique ? Oui Non

Si oui, quel type? _____

Quelle est votre niveau de performance? (ex. Amateur, Élite) _____

Environ combien de fois par semaine ? _____

Résultat test auditif : _____

Annexe 3 – Certificat d’approbation éthique

26/06/2019

Université d'Ottawa

Bureau d'éthique et d'intégrité de la recherche

University of Ottawa

Office of Research Ethics and Integrity

CERTIFICAT D'APPROBATION ÉTHIQUE | CERTIFICATE OF ETHICS APPROVAL

Numéro du dossier / Ethics File Number
Titre du projet / Project Title

H-06-19-4307
L'effet d'une double tâche sur le déplacement du centre de pression suivant l'immobilisation artificielle du corps lors du maintien postural en station debout

Type de projet / Project Type

Thèse de maîtrise / Master's thesis

Statut du projet / Project Status

Approuvé / Approved

Date d'approbation (jj/mm/aaaa) / Approval Date (dd/mm/yyyy)

26/06/2019

Date d'expiration (jj/mm/aaaa) / Expiry Date (dd/mm/yyyy)

25/06/2020

Équipe de recherche / Research Team

Chercheur / Researcher	Affiliation	Role
Lucas MICHAUD	École des sciences de l'activité physique / School of Human Kinetics	Chercheur Principal / Principal Investigator
Yves LAJOIE	École des sciences de l'activité physique / School of Human Kinetics	Superviseur / Supervisor

Conditions spéciales ou commentaires / Special conditions or comments

550, rue Cumberland, pièce 154 Ottawa (Ontario) K1N 6N5 Canada 550 Cumberland Street, Room 154 Ottawa, Ontario K1N 6N5 Canada

613-562-5387 • 613-562-5338 • ethique@uOttawa.ca / ethics@uOttawa.ca
www.recherche.uottawa.ca/deontologie | www.recherche.uottawa.ca/ethics