



Étude sur l'effet de l'augmentation sensorielle sur le contrôle de l'équilibre

Mémoire

Noémie Anctil

Maîtrise en kinésiologie - avec mémoire
Maître ès sciences (M. Sc.)

Québec, Canada

Étude sur l'effet de l'augmentation sensorielle sur le contrôle de l'équilibre

Mémoire

Noémie Anctil

Sous la direction de :

Martin Simoneau, directeur de recherche
Katia Turcot, codirectrice de recherche

Résumé

Pour maintenir notre équilibre debout, notre cerveau utilise des informations sensorielles. Lorsque ces signaux sont détériorés, le control postural est perturbé et peut être amélioré grâce à l'augmentation sensorielle (AS). Il n'est pas cependant établi si les rétroactions devraient être fournies à chaque déséquilibre. L'objectif était de comparer l'effet de différentes quantités d'AS de type vibrotactile sur le contrôle postural debout et d'évaluer si les effets persistent dans le temps, alors que la qualité des informations somatosensorielles et visuelles sera altérée.

Méthode : 24 jeunes adultes en santé aléatoirement divisés en deux groupes (rétroaction 100 % et 33 %) étaient debout les yeux fermés sur un tapis de mousse. Ils recevaient d'abord des rétroactions synchronisées avec la direction des oscillations posturale puis aucune rétroaction. Ensuite, les rétroactions n'étaient plus congruentes avec la direction des oscillations posturales. Afin d'évaluer le contrôle postural, la valeur moyenne quadratique selon les axes médio-latéral et antéro-postérieur et 85 % de l'aire totale couverte en utilisant un ajustement en ellipse ont été calculées à partir de la cinématique du tronc (angle et vitesse angulaire) et des forces au sol (effort neuromusculaire).

Résultats : L'AS vibrotactile congruente diminue l'angle du tronc et augmente la vitesse angulaire du tronc et les forces au sol de façon similaire pour les deux groupes. Cette réduction de l'angle du tronc perdure dans l'axe médio-latéral, à la suite de l'arrêt de l'AS, alors que la vitesse angulaire du tronc et les forces au sol diminuent. L'AS vibrotactile non congruente accentuent tous les paramètres suggérant une détérioration de l'équilibre.

Conclusion : Les participants ont intégré les rétroactions vibrotactiles pour contrôler leurs oscillations posturales. Les deux quantités d'AS sont aussi efficaces pour améliorer le contrôle postural. L'AS vibrotactile fournie une fois sur trois pourrait être priorisée afin de limiter la charge cognitive.

Abstract

During upright standing, the brain uses sensory cues to estimate body sways amplitude and direction. These sensory information helps in controlling upright balance. For individuals with balance control impairment, sensory information is altered and vibrotactile feedback improves their balance. It is unclear, however, if feedback must be provided each time balance is compromised. The goal of this study was to compare two quantities of trunk vibrotactile feedback while visual and somatosensory information were altered and to evaluate if the results on upright balance control were maintained afterward.

Method: Twenty-four healthy young adults randomly assigned to two groups (feedback 33% and 100%) stood upright on the foam surface with their eyes closed. They first received vibrotactile feedback provided according to body sway angle amplitude and direction and then without feedback. Thereafter, vibrotactile feedback was unrelated to body sway angle and direction. To assess balance control, we measured the ground reaction forces, body sway angle and angular velocity along the anteroposterior and mediolateral axes. We calculated the root mean square values and an ellipse covering 85% all these measures.

Results: Balance control of both groups was similar. When vibrotactile feedback was provided, body sway angle amplitude decreased while body sway angular velocity and the ground reaction forces increased. Immediately following vibrotactile feedback, the reduction in body sway angle was maintained while the body sway velocity and the ground forces decreased. When vibrotactile feedback was unrelated to body sway angle, all balance control parameter increased.

Conclusion: Participants processed vibrotactile feedback to control their balance. Vibrotactile feedback was effective in improving balance control despite the quantity of vibrotactile feedback provided. We argue that providing vibrotactile feedback one-third of the time that balance control is compromised could be the best choice as it enhances balance control, and it likely implies less cognitive load.

Table des matières

| | |
|---|------|
| Résumé | ii |
| Abstract..... | iii |
| Table des matières | iv |
| Liste des figures..... | vi |
| Liste des tableaux..... | vii |
| Liste des équations..... | viii |
| Liste des abréviations | ix |
| Remerciements..... | xi |
| Avant-propos | xii |
| Introduction | 1 |
| Chapitre 1 État des connaissances | 2 |
| 1.1 Contrôle postural debout | 2 |
| 1.2 Paramètres de quantification du contrôle postural debout | 6 |
| 1.3 Intégration multisensorielle et contrôle postural | 7 |
| 1.3.1 Système somatosensoriel | 7 |
| 1.3.2 Système vestibulaire | 8 |
| 1.3.3 Système visuel | 9 |
| 1.3.4 Pondération sensorielle..... | 9 |
| 1.4 Système d'augmentation sensorielle | 10 |
| 1.4.1 Mécanisme d'intégration | 12 |
| 1.4.2 Modalité vibrotactile | 13 |
| 1.5 Objectifs et hypothèses | 16 |
| Chapitre 2 A smaller quantity of vibrotactile feedback is effective to improve human balance control during sensory cues alteration | 17 |
| 2.1 Résumé | 17 |
| 2.2 Abstract | 18 |
| 2.3 Introduction..... | 19 |
| 2.4 Methods..... | 20 |
| 2.4.1 Participants | 20 |
| 2.4.2 Experimental set-up: vibrotactile feedback device | 21 |
| 2.4.3 Protocol and experimental conditions | 25 |
| 2.4.4 Data and statistical analysis | 27 |

| | |
|---|----|
| 2.5 Results | 28 |
| 2.5.1 Initial conditions (reference and control conditions) | 28 |
| 2.5.2 Vibrotactile thresholds | 32 |
| 2.5.3 Vibrotactile feedback condition..... | 32 |
| 2.5.4 Post vibrotactile condition | 35 |
| 2.5.5 Sham condition | 37 |
| 2.5.6 Ellipse data..... | 40 |
| 2.6 Discussion | 42 |
| 2.6.1 Control condition | 42 |
| 2.6.2 Quantity of vibrotactile feedback | 42 |
| 2.6.3 Post-vibrotactile feedback | 44 |
| 2.6.4 Sham vibrotactile feedback | 44 |
| 2.6.5 Limitations | 45 |
| 2.7 Conclusion..... | 46 |
| 2.8 Data availability statement..... | 46 |
| 2.9 Declaration of Competing Interest..... | 46 |
| 2.10 Author contributions..... | 47 |
| 2.11 Funding | 47 |
| 2.12 References | 47 |
| Chapitre 3 Discussion générale | 52 |
| 3.1 Sommaire des résultats et discussion | 52 |
| 3.2 Forces et limitations..... | 54 |
| 3.3 Perspectives | 55 |
| Conclusion | 56 |
| Bibliographie..... | 57 |

Liste des figures

| | |
|---|----|
| Figure 1 : Représentation schématique d'une personne en équilibre mécanique..... | 3 |
| Figure 2 : Représentation schématique d'une personne essayant de rétablir un équilibre mécanique. | 4 |
| Figure 3 : Modèle biomécanique du pendule inverse en posture debout..... | 5 |
| Figure 4 : Les poids vestibulaire et somatosensorielle en fonction de l'amplitude de mouvement de la plateforme sous les pieds des participants contrôles et avec dysfonction vestibulaire unilatérale. | 10 |
| Figure 5 . Experimental set-up. | 22 |
| Figure 6 . Distribution of the body sway angle of a representative participant standing on the foam surface with eyes closed. | 24 |
| Figure 7 . Examples of real-time body sway angle and the thresholds for a representative participant..... | 25 |
| Figure 8 . Experimental protocol. | 27 |
| Figure 9 . RMS values for body sway angle and angular velocity for both groups for the reference condition and for the control condition..... | 30 |
| Figure 10 . RMS values of the ground reaction forces for both groups for the reference condition and for the control condition..... | 31 |
| Figure 11 . RMS values for body sway angle and angular velocity for both groups in the control and the vibrotactile feedback conditions. | 33 |
| Figure 12 . RMS values of the ground reaction forces for both groups for the control and the vibrotactile feedback conditions. | 34 |
| Figure 13 . RMS values for body sway angle and angular velocity for both groups for the vibrotactile and the post-vibrotactile conditions..... | 36 |
| Figure 14 . RMS values of the ground reaction forces for both groups for the vibrotactile and the post-vibrotactile conditions..... | 37 |
| Figure 15 . RMS values for body sway angle and angular velocity for both groups for the control condition and the sham condition..... | 38 |
| Figure 16 . RMS values of the ground reaction forces for both groups for the control condition and the sham condition. | 39 |

Liste des tableaux

| | |
|--|----|
| Table 1. Mean (\pm standard deviation) of the morphological and demographic characteristics and reported physical activity of the participants of each group..... | 20 |
| Table 2. Group means (\pm standard deviation) for the vibration threshold along the AP and ML axes. | 32 |
| Table 3. Group means (\pm standard deviation) and statistics for the number and duration of tactile vibrations for the vibrotactile feedback condition..... | 35 |
| Table 4. Group means (\pm standard deviation) and statistics for the number and duration of tactile vibrations for the sham condition..... | 40 |
| Table 5. Group means (\pm standard deviation) of the ellipse area covering body sway angle, body sway angular velocity, and ground reaction forces for all conditions. | 41 |
| Table 6. Statistics for the area of the ellipse covering the body sway angle, angular velocity, or ground reaction forces, for the main effect of Group, Condition and the interaction Group by Condition. | 41 |

Liste des équations

| | |
|---|----|
| Équation 1 : Sommation des forces égale à zéro. | 2 |
| Équation 2 : Sommation des moments de forces égale à zéro. | 2 |
| Équation 3 : Relation entre la distance scalaire séparant le CP et le CG et l'accélération du CM..... | 7 |
| Equation 4. Body sway angle calculated with linear accelerations..... | 22 |
| Equation 5. Corrected body sway angle..... | 22 |

Liste des abréviations

AP : antéro-postérieur (anteroposterior)

AS : augmentation sensorielle

CG : centre de gravité

CM : centre de masse

CP : centre de pression

DVU : dysfonction vestibulaire unilatérale

EC : eyes closed

ECFS : eyes closed on a foam surface

ECHS : eyes closed on a hard surface

EO : eyes opened

EOHS : eyes open on a hard surface

F : Force

FS : foam surface

HS : hard surface

HSD : honest significant difference

IMU : inertial measurement unit

IPAQ : International Physical Activity Questionnaire

L4 : 4th lumbar

M : moment de force

ML : médio-latéral (mediolateral)

RMS : root mean square

SD : standard deviation

T12 : 12th thoracic

*« Je ne crois pas qu'avoir étudié soit une si
grande chose si l'on n'étudie plus »
– Alain (philosophe)*

Remerciements

Mes études de maîtrise au Centre interdisciplinaire de recherche en réadaptation et intégration sociale (Cirris) furent enrichissantes grâce à l'implication de plusieurs personnes. Je tiens d'abord à remercier Martin Simoneau pour sa passion, sa patience, sa disponibilité et sa rigueur scientifique. L'aide apportée a été déterminante à mon cheminement en recherche et à la réalisation de ce mémoire. Les riches connaissances transmises vont m'accompagner dans mes projets futurs. L'environnement d'entraide et de collaboration au sein de l'équipe de recherche fut également essentiel. Merci à tous ceux qui ont contribué de près ou de loin, autant les professeurs que les étudiants. Je souhaite remercier les Fonds de Recherche du Québec, la faculté de médecine de l'Université Laval et le Conseil de recherches en sciences naturelles et en génie du Canada pour leur support financier au cours des dernières années. Un merci spécial à ma famille et mon entourage qui m'ont encouragé tout au long de mon cheminement.

Avant-propos

Le présent mémoire par insertion d'un article présente mon projet de maîtrise en kinésiologie sur l'effet de l'augmentation sensorielle en posture debout sur le contrôle de l'équilibre chez de jeunes adultes en santé. Initialement, le projet ciblait deux tâches soit celles de posture debout et de locomotion sur un parcours avec obstacles chez une population d'adultes diabétiques avec neuropathie périphérique. Chez cette population, nous aurions pu faire les premiers pas afin de développer une nouvelle façon simple d'évaluer en clinique la neuropathie périphérique et le risque de chute en comparant nos résultats d'équilibre avec augmentation sensorielle et ceux du test de conduction nerveuse et du score du Dynamic Gait Index Test. Malheureusement, en raison du contexte de la pandémie liée à la maladie à coronavirus 2019 (COVID-19), le projet a dû être modifié afin de ne pas recruter des individus vulnérables.

Trois chapitres forment le corps de ce mémoire. Le chapitre 1 « État des connaissances » présente toutes les notions nécessaires à la compréhension des chapitres suivants et introduit le sujet de recherche. Le chapitre deux s'intitule « A smaller quantity of vibrotactile feedback is effective to improve human balance control during sensory cues alteration ». Il s'agit d'un article scientifique rapportant mes travaux de recherche. Je suis l'auteure principale grâce à mon implication dans la conception du projet, la demande au comité d'éthique, le développement du système d'augmentation sensorielle, le recrutement des participants, la collecte des données en laboratoire, l'analyse des données et la rédaction de l'article scientifique. Les coauteurs sont Zachary Malenfant, Jean-Philippe Cyr, Katia Turcot et Martin Simoneau. Le contenu de cet article pourrait être modifié légèrement avant sa soumission et sa publication au cours de l'année 2022. Le troisième chapitre « Discussion générale » aborde les résultats, les limitations et les perspectives de mon projet de recherche. Toutes les figures de ce mémoire ont été conçues ou adaptées de logiciels tels que Matlab, Microsoft Office PowerPoint et Inkscape.

Introduction

La posture debout peut sembler simple puisqu'elle ne demande pas obligatoirement d'effort conscient. Cependant, le contrôle postural debout nécessite de maintenir la position relative de chaque segment du corps et de stabiliser l'équilibre (Massion, 1994; Ivanenko & Gurfinkel, 2018). Un système complexe et efficace de contrôle est fondamental. Il implique l'interaction des systèmes sensorielles, musculaires et nerveux (Massion, 1994; Ivanenko & Gurfinkel, 2018). La dégénérescence d'un de ces systèmes accentue l'instabilité posturale et le risque de chute (Horak, 2006). La vieillesse est un exemple commun du déclin de plusieurs systèmes. L'agence de la santé publique du Canada (2014) rapporte que 20 à 30 % des personnes âgées sont victimes de chutes chaque année, ce qui est la première cause d'hospitalisation chez cette population. Des coûts financiers importants, estimés à 2 milliards de dollars en 2004, y sont associées. Cependant, plusieurs maladies comme le diabète peuvent également perturber le contrôle postural et augmenter le risque de chute (Mustapa et al., 2016). Selon le système canadien de surveillance des maladies chroniques (Public Health Agency of Canada, 2021), en 2018, 3,4 millions de Canadiens étaient diagnostiqués avec le diabète et la prévalence continue d'augmenter.

Une proportion importante de la population est donc aux prises avec des problèmes d'équilibre. Parmi les outils disponibles, certains exercices améliorent l'équilibre, diminuent le risque de chute et améliorent la qualité de vie des personnes âgées dont l'équilibre est précaire (Faber et al., 2006; Chittrakul et al, 2020). Sachant que l'adhésion à un programme d'exercices est un enjeu (Collado-Mateo et al., 2021), le développement et l'implémentation d'outils ou d'aides techniques, améliorant le contrôle de l'équilibre, pourraient accélérer les effets bénéfiques des exercices. Un outil d'aide au contrôle postural en développement depuis une vingtaine d'années est l'augmentation sensorielle (AS). Cette approche nécessite une implication cognitive afin d'intégrer des rétroactions extrinsèques supplémentaires sur l'équilibre en temps réel (Sienko et al., 2018). Par son fonctionnement, l'AS peut causer une surcharge cognitive nuisant aux autres tâches simultanées de la vie quotidienne. L'AS doit être optimisée et adaptée pour les individus ayant des problèmes de santé. Les chapitres suivants approfondissent sur le contrôle postural debout et l'effet de différentes quantités d'AS sur le contrôle postural chez de jeunes adultes en santé. Ceci se voit comme une étude pilote avant d'étudier les mêmes effets chez une population avec problèmes d'équilibre.

Chapitre 1 État des connaissances

1.1 Contrôle postural debout

D'un point de vue mécanique, l'équilibre se définit par l'absence d'accélération. Ainsi, la somme des forces (F) et des moments de force (M) sont nuls (Équations 1 et 2). Le contrôle de l'équilibre en posture debout est typiquement schématisé par le modèle du pendule inverse dans lequel le corps est une tige rigide supportée par les pieds à l'axe de rotation des chevilles (Winter et al., 1998). Sur ce modèle, deux forces externes sont appliquées au centre de masse (CM) et au centre de pression (CP). Le CM du corps représente le point central de la distribution du poids des différents segments corporels. Le CP représente la grandeur du vecteur résultant des forces de réaction sous les pieds. La projection au sol du CM (centre de gravité [CG]) et le CP doivent être de direction opposée, de norme identique et se situer au même endroit pour atteindre l'équilibre mécanique (Figure 1). (Allard et al., 2011) Cependant, il est connu que le CM et le CP oscillent constamment (Winter et al., 1998). L'être humain n'est jamais en équilibre mécanique, on parle plutôt de la stabilité posturale.

$$\Sigma \vec{F} = 0$$

Équation 1 : Sommation des forces égale à zéro.

$$\Sigma \vec{M} = 0$$

Équation 2 : Sommation des moments de forces égale à zéro.

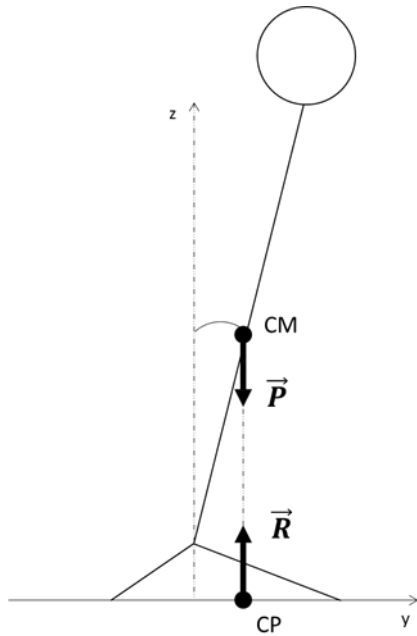


Figure 1 (adaptée de Allard et al., 2011): Représentation schématique d'une personne en équilibre mécanique où \vec{P} représente la force gravitationnelle appliquée au CM et \vec{R} représente la force de réaction appliquée au CP.

La stabilité est définie comme la capacité à revenir à la position désirée après une perturbation ou un déséquilibre (Coburn & Malek, 2012). En posture debout, la perturbation externe la plus importante est celle de la force gravitationnelle. Elle s'exerce au CM du corps qui se situe approximativement entre les crêtes iliaques (2ème vertèbre sacrée) en posture debout, les bras placés le long du corps (Allard et al., 2011). Puisque le CM et le CP se déplacent constamment, le CM n'est jamais continuellement aligné avec le CP. La force gravitationnelle forme alors un moment de force qui accélère le corps en l'éloignant du point d'équilibre (Winter, 1995). Des forces en sens inverse provenant d'actions motrices des pieds contre le sol doivent alors freiner la quantité de mouvement afin de rétablir l'équilibre mécanique (Figure 2). (Allard et al., 2011). Ainsi, il est assumé que l'objectif du système nerveux central serait de maintenir le CM vis-à-vis le point d'équilibre en déplaçant le CP à la position estimée du CM grâce aux rétroactions provenant des systèmes sensoriels. Les oscillations résiduelles viendraient de perturbations internes et d'imprécisions. Les perturbations internes comprennent la respiration, la circulation sanguine, le rythme cardiaque et le mouvement des muscles lisses (Soames and Atha, 1982; Jeong, 1991; Collins & De Luca, 1993). Les imprécisions proviennent du bruit aléatoire lié aux commandes nerveuses des muscles squelettiques (Loram et al., 2001) et d'erreurs des afférences sensorielles et de délais intrinsèques selon la théorie du modèle interne (Wolpert et al., 1995).

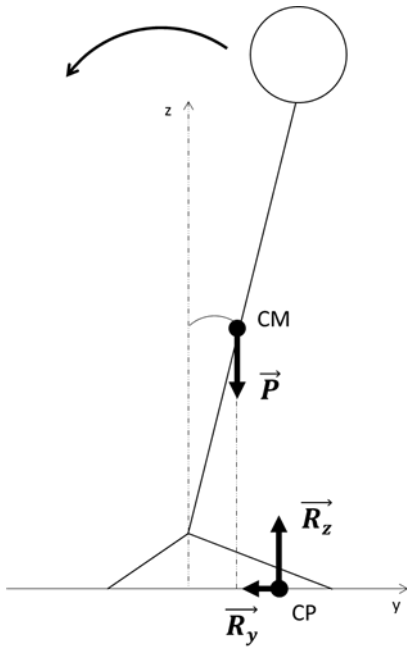


Figure 2 (adaptée de Allard et al., 2011): Représentation schématique d'une personne essayant de rétablir un équilibre mécanique où \vec{P} représente la force gravitationnelle appliquée au CM et \vec{R} représente la force de réaction appliquée au CP.

Certains chercheurs sont en désaccord avec ce postulat de la recherche du point d'équilibre entre le CM et le CP en contrôle postural (Gatev et al., 1999). Ils avancent l'hypothèse que les oscillations du corps en posture debout peuvent être utilisées comme ressources exploratoires afin d'acquérir des informations sensorielles. Selon la théorie du modèle interne, l'entrée d'informations sensorielles est nécessaire pour prédire la future position du corps et pour ajuster les commandes motrices en conséquence (Wolpert et al., 1995). Cependant, si le corps est parfaitement immobile, il est suggéré que les récepteurs sensoriels cesseraient d'envoyer des informations ou que l'amplitude des signaux sensorielles serait petite et sous le seuil de perception, alors ils deviendraient inefficaces (Gibson, 1962). Le système nerveux central tirerait donc avantage des oscillations posturales provenant des forces internes et externes perturbant l'équilibre. Le système nerveux central pourrait même activement déplacer le CP afin de mettre le corps en mouvement et d'assurer une stimulation constante des récepteurs sensoriels (Carpenter et al., 2010, Murnaghan et al., 2011 et 2013). Cette stimulation continue des récepteurs permettrait au système nerveux central d'avoir une meilleure estimation de la position du corps dans l'espace pour assurer la stabilité posturale (Fabre et al., 2021).

Ce dernier postulat d'oscillation exploratoire est approprié s'il répond aux conditions de stabilité posturale. Afin de conserver une posture debout sans risque de chute, deux critères doivent être respectés (Pai, 2003). Premièrement, le CP doit être déplacé de façon que la projection au sol du CM (centre de gravité [CG]) soit à l'intérieur de la base de support biomécanique. Cette base de support est représentée par l'aire délimitée par le bord externe des pieds en contact au sol. Deuxièmement, la vitesse du CM doit être inférieure à la limite neuromécanique propre aux caractéristiques biomécaniques et morphologiques (hauteur du centre de masse,

poids corporel, base de support) et aux capacités fonctionnelles (vitesse de réaction, vitesse de production de force musculaire, amplitude de la force musculaire) (Simoneau & Corbeil, 2005) de chaque individu et à l'environnement (adhésion entre les surfaces de contact). L'activation des muscles des membres inférieurs permet de déplacer le CP et de contrôler la vitesse du CM, afin de respecter les critères de stabilité (Pai & Patton, 1997).

Selon le modèle du pendule inverse, deux stratégies musculaires de contrôle postural existent, soit celle des chevilles et celle des hanches (Figure 3). Ces deux stratégies coexistent dans un continuum (Winter, 1995). Dans le plan sagittal, la plantiflexion déplace le CP vers l'avant, alors que la dorsiflexion déplace le CP vers l'arrière. La stratégie des chevilles (pendule inverse simple) prédomine lorsque les oscillations posturales sont de petites amplitudes, la vitesse est lente et à bases fréquences. La stratégie des hanches s'ajoute à la stratégie des chevilles lors de grandes perturbations (Creath et al., 2005). Dans cette situation, une multitude de solutions combinant diverses amplitudes de mouvement des chevilles et des hanches sont possibles afin de déplacer le CP vers l'avant ou vers l'arrière (double pendule inverse). Dans le plan frontal, la stratégie des hanches en parallélogramme par les mouvements d'abduction et d'adduction des hanches serait prédominante. Ces mouvements augmentent la charge corporelle sur un pied et la diminuent sur l'autre pied afin de déplacer le CP vers la droite ou vers la gauche (Winter, 1995). Bien que la stratégie des chevilles par les mouvements d'inversion et d'éversion jouerait un moindre rôle, il a été montré que le muscle gastrocnémien médial contribue significativement dans l'inversion de la cheville. Cette contribution serait plus marquée lors de la marche sur des terrains irréguliers ou en posture debout lorsque la base de support est étroite (Vieira et al, 2013).

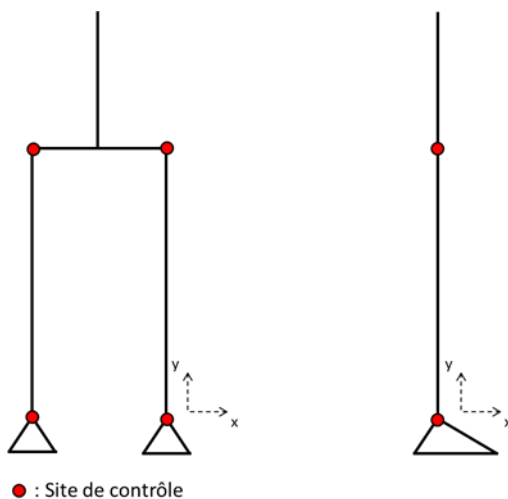


Figure 3 (adaptée de Winter, 1995) : Modèle biomécanique du pendule inverse en posture debout. A) Dans le plan frontal, le pendule est un parallélogramme pivotant à chaque cheville et à chaque hanche (4 sites de contrôle). B) Dans le plan sagittal, le pendule pivote aux chevilles et aux hanches (2 sites de contrôle).

1.2 Paramètres de quantification du contrôle postural debout

La plateforme de force est un outil de mesure utilisée depuis plusieurs décennies pour quantifier le contrôle postural debout (Winter, 1995). Cet appareil mesure les forces ainsi que les moments de forces en trois dimensions (x, y et z), ce qui permet de calculer la cinématique du CP. À l'aide de ces mesures, une estimation du CG peut être réalisée. La technique utilisée *point-to-zero-point double integration* est basé sur deux postulats : 1) la force de réaction au sol en x (F_x) est proportionnelle à l'accélération horizontale du CG, ainsi la position en x est obtenue par une double intégration et 2) lorsque $F_x = 0$, le CG et le CP coïncide (Zatsiorsky & King, 1998).

Typiquement, un petit écart entre le CP et le CG est associés à une meilleure stabilité. Ainsi, l'amplitude de leur position et de leur vitesse est quantifiée, comme à l'aide de l'écart-type et de la valeur moyenne quadratique (root mean square (RMS)) selon les axes médio-latéral (ML) et antéro-postérieur (AP) (Rhea et al., 2015). D'autres paramètres du CP combinant les axes horizontaux, comme la distance totale parcourue et 85 % de l'aire totale couverte en utilisant un ajustement en ellipse, sont également quantifiés. Cependant, en tenant compte du postulat sur les oscillations exploratoires, des valeurs plus faibles de ces paramètres d'amplitudes ne seraient pas nécessairement associées à une meilleure stabilité. De plus, un paramètre comme la distance totale parcourue ne peut différencier une personne qui a de multiples petites oscillations posturales à quelqu'un qui a peu d'oscillations, mais de grandes amplitudes (Rhea et al., 2014). Dans cette situation, la première personne utiliserait les oscillations posturales pour assurer une stimulation constante de ses récepteurs sensoriels, tandis que la deuxième personne se rapprocherait plus de la limite de sa base de support rendant sa stabilité posturale plus précaire. Il serait alors pertinent de quantifier un minimum de deux paramètres comme la valeur moyenne quadratique influencée par les valeurs extrêmes; elle représente la variabilité du contrôle de l'équilibre, et la surface d'une ellipse pour évaluer les oscillations moyennes.

La relation entre le CP et le CG au fil du temps est aussi utilisée afin d'évaluer la qualité de la stabilité posturale puisqu'elle est associée à l'accélération linéaire horizontale du CM. Il existe une corrélation négative élevée entre la série temporelle de la distance scalaire entre le CP et le CG et l'accélération du CM autant dans l'axe AP que ML (Équation 3). Ainsi, lorsque la distance scalaire entre le CP et le CG augmente, l'amplitude de l'accélération du CM augmente proportionnellement (Winter, 1995; Masani et al., 2007). L'accélération du CM peut être confirmée à l'aide d'un accéléromètre positionné au dos à un endroit approximatif du centre de masse (p. ex., au niveau des crêtes iliaques supérieures). Dans l'éventualité d'utiliser l'AS en milieu clinique, la cinématique du tronc a été quantifiée à l'aide d'une centrale inertielle puisque cet appareil qui comprennent un accéléromètre est plus accessible et abordable qu'une plateforme de force.

$$CP - CG = -\frac{1}{mgh} Acc$$

Équation 3 : Relation entre la distance scalaire séparant le CP et le CG et l'accélération du CM.

1.3 Intégration multisensorielle et contrôle postural

En 1924, il était assumé que le contrôle postural était une série de réflexes (Horak, 2006). Il est maintenant connu que le contrôle postural est plutôt une tâche motrice complexe et multisensorielle. L'intégration par le système nerveux central d'informations provenant des systèmes somatosensorielle, vestibulaire et visuel permettent d'estimer l'orientation du corps dans l'espace et par rapport au sol (Fitzpatrick & McCloskey, 1994; Peterka, 2002). Fitzpatrick & McCloskey (1994) propose que le système somatosensorielle serait le plus important dans le contrôle postural, puisqu'il peut détecter des mouvements de plus faibles amplitudes que les autres systèmes sensoriels. Par la suite, Peterka (2002) suggère que l'intégration des trois systèmes sensoriels est essentiellement un processus linéaire lorsqu'une personne en santé est debout sur une surface stable et dans un environnement bien éclairé. Le modèle d'interactions sensorielles linéaires propose une dépendance aux informations somatosensorielles de 70 %, aux informations vestibulaires de 20 % et aux informations visuelles de 10 % (Peterka, 2002).

1.3.1 Système somatosensoriel

En posture debout, le système somatosensoriel reçoit des informations proprioceptives et tactiles par des mécanorécepteurs. Les récepteurs proprioceptifs sont situés dans les muscles squelettiques (fuseaux neuromusculaires), dans les tendons (fuseaux neurotendineux/organe tendineux de Golgi) et dans les articulations (récepteurs kinesthésiques des articulations). Ils captent la position, la longueur et la tension interne. Les récepteurs tactiles (corpuscules de Meissner, de Ruffini et de Vater-Pacini et les disques de Merkel) sont situés dans la peau. Ils captent la pression et la vibration provenant de l'environnement (Marieb et al., 2005). L'intégration des informations somatosensorielles indique l'orientation et la vitesse des segments du corps les uns par rapport aux autres et l'orientation par rapport à la verticale et identifie la position du centre de pression sous les pieds, essentiels au contrôle postural (Winter, 1995; Kavounoudias et al., 2001; Peterka, 2002; Stål et al., 2003; Meyer et al., 2004a et 2004b; Billot et al., 2013).

La contribution des afférences somatosensorielles à la stabilité posturale est étudiée à l'aide de techniques visant à altérer les informations proprioceptives ou tactiles. Une altération courante des récepteurs proprioceptifs est réalisée par la vibration. Cette technique présente une information erronée de la longueur et de la tension

dans les muscles visés et ses tendons. Appliquée aux tendons d'Achille, la sensation d'étirement est faussement interprétée comme une oscillation du corps vers l'avant. Cela provoque une réaction d'inclinaison du corps vers l'arrière nuisant à la stabilité posturale (Eklund, 1972; Hayashi et al., 1981). Quant à elle, la perturbation des récepteurs tactiles peut être réalisée par l'immersion des pieds dans de l'eau glacée (Magnusson et al., 1990; Billot et al., 2013) ou par un garrot ischémique placé au-dessus des chevilles (Wang & Lin, 2008). Ces techniques diminuent artificiellement la sensibilité plantaire et mènent à une augmentation de l'amplitude des oscillations posturales. Dans chacune de ces études, l'amplitude de la réponse posturale est accentuée lorsque la vision est absente. Inversement, un faible niveau de bruit électrique ou mécanique de nature stochastique sous le seuil de détection sensorielle améliore la sensibilité du système somatosensorielle. Par exemple, l'ajout d'un courant électrique aux genoux ou d'une vibration à la plante des pieds imperceptibles améliore le contrôle postural par la diminution de l'amplitude des oscillations posturales (Gravelle et al, 2002; Priplate et al., 2006).

Contrairement aux protocoles expérimentaux, les maladies neurologiques ou vasculaires mènent habituellement à un blocage partiel et non complet des mécanorécepteurs touchés et plusieurs types de récepteurs somatosensoriels et plusieurs régions corporelles sont atteints simultanément. Par exemple, la neuropathie périphérique réduit les afférences proprioceptifs et tactiles des chevilles et des pieds. Cette pathologie mène à une diminution de la stabilité posturale mesurée par l'augmentation de l'amplitude et de la vitesse des déplacements du CP comparativement à un groupe sain (van Deursen & Simoneau, 1999).

1.3.2 Système vestibulaire

Le système vestibulaire se situe dans l'oreille interne. Il est composé des conduits semi-circulaires (antérieur, postérieur et horizontal) et des organes otolithiques (sacculé et utricule). Les conduits semi-circulaires sont les récepteurs dynamiques de l'équilibre. Ils détectent les changements de vitesse rotatoire de la tête. Les organes otolithiques sont les récepteurs statiques de l'équilibre. Ils captent la position dans l'espace et les accélérations linéaires de la tête (Day & Fitzpatrick, 2005; Marieb et al., 2005). Les informations vestibulaires participent aux ajustements posturaux (Fitzpatrick et al., 1994) et à la stabilisation de la tête et de la vision (Wilson et al., 1995; Jahn et al., 2003), important au contrôle postural (McGeehan et al., 2017).

La perturbation du système vestibulaire nuit à la stabilité posturale. La stimulation galvanique bipolaire est une technique fréquemment utilisée pour évoquer une illusion de déstabilisation posturale. Elle consiste à émettre un courant électrique transcutané d'une mastoïde à l'autre. La fréquence de décharge du nerf vestibulaire s'en voit modulée par une augmentation de sa fréquence du côté de la cathode et une diminution du côté de l'anode (Goldberg et al., 1982). Cette stimulation est faussement interprétée par le système nerveux central comme une

déstabilisation du corps vers l'anode (Day & Fitzpatrick, 2005) provoquant une action motrice compensatrice en direction opposée (vers la cathode) (Lund & Broberg, 1983). L'amplitude de la réponse posturale est encore plus élevée lorsque la vision est enlevée (Fitzpatrick et al., 1994). En effet, l'amplitude de la réponse vestibulo-posturale est influencée par l'état d'équilibre. Plus l'équilibre est précaire, par une base de support diminuée ou par la réduction des afférences des membres inférieurs par exemples, plus le gain de la réponse vestibulo-posturale sera augmenté (Mian & Day, 2014).

1.3.3 Système visuel

Les informations visuelles captées par les yeux informent sur l'orientation et les déplacements du corps, plus spécifiquement de la tête, par rapport à l'environnement (Peterka, 2002). Il est connu qu'en absence de vision les oscillations posturales sont augmentées (Era & Heikkinen, 1985; Horak et al., 1990). La stabilité posturale est également dégradée lorsque le champ visuel est manipulé en induisant un mouvement de l'environnement. Une approche utilisée est de concevoir une pièce dans laquelle les murs et le plafond bougent, alors que le plancher reste fixe. La pièce se déplace latéralement vers l'avant ou vers l'arrière (Lee & Lishman, 1975) ou s'incline à partir de l'axe de rotation des chevilles des participants vers l'avant ou vers l'arrière (Nashner & Berthoz, 1978). Le mouvement de la pièce engendre une illusion de déstabilisation en direction opposée chez les participants. Afin d'atténuer le changement de distance entre les yeux et l'environnement visuel, les participants réagissent en créant un mouvement dans la même direction que celle de la pièce. Ainsi, les oscillations AP des participants augmentent par la perturbation visuelle. La vision peut également être altérée naturellement. Chez les personnes âgées avec glaucome, ayant un champ visuel réduit et une fibre nerveuse rétinienne amincie, leur stabilité posturale est également détériorée en posture debout (Black et al., 2008).

1.3.4 Pondération sensorielle

La combinaison des systèmes sensoriels mène à un certain degré de redondance qui est utile lorsque la disponibilité ou la fiabilité d'un système est moindre (Peterka & Benolken, 1995). Dans cette éventualité, il y a une augmentation de la variance des informations provenant des différentes entrées sensorielles. Le système nerveux central peut alors résoudre les conflits en modulant le poids de chaque système sensoriel selon la quantité et la qualité des informations sensorielles disponibles (Peterka, 2002; Shumway-Cook & Woollacott, 2007). Par exemple, il a été suggéré que les individus ayant une dysfonction vestibulaire accordent un poids plus important aux informations provenant du système somatosensoriel et un poids moins important aux informations provenant du système vestibulaire comparativement aux individus sains. L'étude de Peterka et al.

(2011) montre que plus l'amplitude des oscillations aléatoires d'une plateforme sous les pieds est grande, plus le poids accordé au système somatosensoriel diminue et celui accordé au système vestibulaire augmente. Chez les individus avec une dysfonction vestibulaire unilatérale (DVU), le poids accordé au système proprioceptif demeure toutefois plus élevé que celui du système vestibulaire, malgré la perturbation somatosensorielle contrairement aux individus sains (Figure 4). Inversement, les individus ayant une dysfonction somatosensorielle accorderaient un poids plus important aux informations provenant du système vestibulaire et un poids moins important aux informations provenant du système somatosensoriel (Horak & Hlavacka, 2001). Le système nerveux central attribuerait un poids plus important à l'entrée sensorielle dont la variabilité est la plus faible, selon un modèle de rétroaction simple. La pondération sensorielle servirait à optimiser la stabilité posturale malgré un environnement ou un contexte sensoriel qui altère la qualité des informations sensorielles (Oie et al., 2002; Shumway-Cook & Woollacott, 2007).

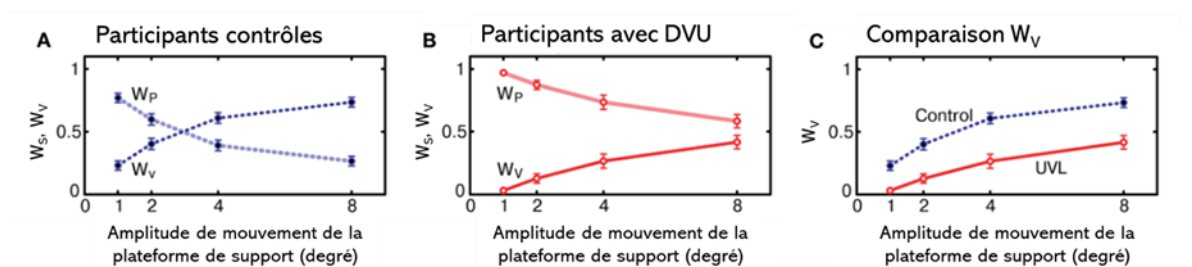


Figure 4 (adaptée de Peterka et al., 2011) : Les poids vestibulaire (W_v) et somatosensorielle (W_p) en fonction de l'amplitude de mouvements de la plateforme sous les pieds des participants contrôles et avec DVU. Moyenne et écart-type des valeurs du W_v et du W_p des participants contrôles (A) et avec DVU (B). Comparaison de la moyenne et l'écart-type des valeurs du W_v entre les participants contrôles et avec DVU (C).

1.4 Système d'augmentation sensorielle

Depuis les années 2000, plusieurs études se sont attardées à l'AS dans un contexte de contrôle postural grâce à l'évolution de la disponibilité des technologies portables. Cette approche implique de transmettre des rétroactions extrinsèques informant sur la qualité et la nature des mouvements afin d'améliorer la performance (*knowledge of performance*) (Winstein, 1991). En posture debout, les rétroactions sensorielles renseignent sur les ajustements posturaux nécessaires pour améliorer l'orientation du corps dans l'espace (Sienko et al., 2018). Les systèmes d'AS comprennent : a) un capteur du mouvement ou de force pour capter respectivement la cinématique ou la cinétique du corps, b) un processeur permettant d'estimer les mouvements du tronc ou du centre de pression et c) la présentation de stimuli directionnels en temps réel sous forme visuelle (Dozza et al.,

2006; Halická et al., 2014), sonore (Chiari et al., 2005, Dozza et al., 2005a-b; Dozza et al., 2006; Dozza et al., 2007; Giansanti et al., 2009; Dozza et al., 2011), électrotactile (Tyler et al., 2003; Vuillerme et al., 2008), vibrotactile (Wall et al., 2001; Kentala et al., 2003; Wall & Kentala, 2005; Sienko et al., 2008; Goebel et al., 2009; Haggerty et al., 2012; Sienko et al., 2012; Kingma et al., 2019; Ballardini et al., 2020) ou multimodale (Bechly et al., 2013).

Les rétroactions agissent selon différents modes d'action afin d'améliorer le contrôle postural, soit la substitution ou l'addition sensorielle. La substitution sensorielle fait référence à une modalité sensorielle alternative en lien avec un système sensoriel détérioré. Cette nouvelle source d'informations est combinée aux informations naturellement disponibles et est reconnue par le système nerveux central comme équivalente à la source sensorielle endommagée. Par exemple, chez une population ayant une neuropathie périphérique, l'ajout d'une vibration à la plante des pieds sous le seuil de perception bénéficie directement au système déficient, soit au système somatosensorielle, en augmentant sa sensibilité. Cependant, si les informations provenant de la modalité sensorielle alternative divergent substantiellement de la source sensorielle endommagée qu'elle est censée substituer, le système nerveux central n'est pas en mesure de les combiner naturellement. Le terme d'addition sensorielle est alors plus approprié pour décrire l'AS (Sienko et al., 2018).

Diverses études montrent les effets positifs de l'AS en temps réel sur le contrôle postural debout chez les adultes en santé (Wall et al., 2001; Chiari et al., 2005; Dozza et al., 2005a-b; Dozza et al., 2006; Vuillerme et al., 2008; Giansanti et al., 2009; Dozza et al., 2011; Halická et al., 2014; Ballardini et al., 2020), chez les personnes âgées (Haggerty et al., 2012) et chez les personnes atteintes de dysfonction vestibulaire (Kentala et al., 2003; Tyler et al., 2003; Sienko et al., 2008; Bechly et al., 2013, Wall & Kentala, 2005; Dozza et al., 2005b; Goebel et al., 2009; Dozza et al., 2007; Sienko et al., 2012; Kingma et al., 2019). Dans l'ensemble de ces études, l'AS mène à la diminution de l'amplitude des oscillations posturales mesurées par l'inclinaison du tronc, les déplacements du CP ou l'accélération du tronc dans les axes AP et ML. L'amélioration est plus prononcée lorsqu'un système sensoriel est détérioré (par exemple : yeux fermés, surface instable ou pathologie causant des problèmes d'équilibre). Ainsi, les effets positifs de l'AS sont dépendants de la disponibilité des informations sensorielles. Plus les participants sont instables avant l'instauration de l'AS, plus leur stabilité posturale s'améliore avec un système d'AS (Chiari et al., 2005; Dozza et al., 2005b; Dozza et al., 2007; Giansanti et al., 2009). Ceci est possiblement dû à l'effet plafond. Plus une personne est stable initialement, moins son potentiel d'amélioration est élevé (Dozza et al., 2007). Ainsi, l'AS pourrait être utilisée comme aide chez les populations ayant des problèmes d'équilibre. Cependant, les participants d'une récente étude (Kingma et al., 2019) rapportent que les améliorations à court terme perçues grâce au système d'AS disparaissent presque immédiatement après avoir arrêté le système d'AS. Les effets à long terme nécessitent d'être explorés davantage.

1.4.1 Mécanisme d'intégration

À ce jour, le mécanisme par lequel les nouvelles informations sont intégrées et utilisées par le système nerveux central n'est pas bien compris. Deux hypothèses sont proposées. La première hypothèse suppose que l'amélioration de la stabilité proviendrait de la pondération sensorielle. Le système nerveux central augmenterait le poids des systèmes sensoriels intacts, soit les systèmes qui apportent des informations sensorielles corrélées avec celles de la modalité sensorielle alternative. La deuxième hypothèse est que l'amélioration proviendrait uniquement des processus cognitifs. Comme un sixième sens, le système nerveux central interpréterait les informations alternatives comme nouvelles et distinctes des autres systèmes sensoriels naturels. Un nouveau programme serait alors développé au fil des essais et serait accessible uniquement lorsque le système d'AS serait utilisé (Sienko et al., 2017).

Cependant, la pensée dominante est plutôt que les processus cognitifs sont impliqués sans être le seul mécanisme inclus dans l'amélioration du contrôle postural. En effet, la réponse provoquée par les signaux sensoriels nécessite plusieurs centaines de millisecondes (Sienko et al., 2018). Ce décalage est conforme au délai associé aux étapes cognitives de perception, de traitement et de réponse (Peterka, 2002). Les comportements moteurs ne sont donc attribués qu'une fois que les signaux sensoriels ont été intégrés par le système nerveux central (Sienko et al., 2018). De plus, il est suggéré que les systèmes d'AS transmettant des stimuli de façon continue mènent à une plus grande amélioration du contrôle postural que les systèmes d'AS fournissant seulement des stimuli lorsque les oscillations posturales dépassent un certain seuil (Bechly et al., 2013). Plus la quantité de rétroactions est élevée, plus les corrections posturales peuvent être fréquentes (Sienko et al., 2018). Dans la même ligne d'idées, il pourrait être supposé que le contrôle postural soit davantage amélioré lorsque les stimuli sont fournis à chaque déséquilibre comparativement à une quantité moindre indépendamment du seuil. Cette hypothèse reste à être confirmée ou infirmée puisque aucune étude, à notre connaissance, ne compare l'effet de différentes quantités d'AS sur le contrôle postural. En revanche, les rétroactions continues ou en plus grande quantité sont moins adaptées à la vie quotidienne. Elles augmentent le coût attentionnel essentiel à l'utilisation du système d'AS de façon plus importante que les rétroactions discontinues. Une charge cognitive réduite demeure disponible pour accomplir des tâches secondaires. En effet, Lin et al. (2015) et Haggerty et al. (2012) montrent que même en situation de double tâche, les oscillations posturales debout diminuent avec un système d'AS. Inversement, le temps de réaction nécessaire pour réaliser la tâche cognitive simultanément s'allonge. L'AS accroît donc la charge cognitive nécessaire pour maintenir la posture debout, menant à la détérioration de la performance de la deuxième tâche. Ces résultats sont plus marqués chez les personnes âgées que chez les jeunes adultes en santé (Lin et al., 2015). L'AS peut néanmoins être utilisée efficacement pour améliorer la stabilité posturale chez les personnes âgées (Haggerty et al., 2012).

Une étude sur le contrôle moteur des membres supérieurs suggère également que les rétroactions augmentent la charge cognitive (Krause et al., 2018). Les participants recevant des rétroactions à tous les essais (100 %) ont nécessité une charge cognitive supérieure (détérioration de la performance de la tâche secondaire) à ceux recevant des rétroactions 14 % des essais. Aucune différence n'a été relevée dans la précision et la constance du mouvement de la tâche principale entre les deux quantités de rétroactions. Inversement, il pourrait être supposé que le coût attentionnel soit plutôt davantage augmenté lorsque la quantité de stimuli est moindre puisque chaque stimulation serait plus surprenante et ainsi capterait plus l'attention. Cette hypothèse alternative n'est pas supportée par la littérature et l'effet de surprise devrait s'atténuer au fil des essais. Les processus cognitifs sont donc impliqués dans l'amélioration de la stabilité posturale afin d'interpréter les signaux d'AS et plus d'études sont nécessaires pour évaluer la charge cognitive liée à l'utilisation de l'AS.

1.4.2 Modalité vibrotactile

La modalité vibrotactile est préférable comme type de rétroaction comparativement aux modalités visuelle et sonore puisqu'elle n'interfère pas avec les fonctions de base de la vue et de l'ouïe (McKinney et al., 2014; Sienko et al., 2018). L'ouïe n'est typiquement pas considérée comme un système participant au contrôle postural. Toutefois, il contribue naturellement à la conscience spatiale (Sienko et al., 2018). Il y a une association entre la perte de l'audition et l'augmentation du risque de chute (Lin & Ferrucci, 2012; Campos et al., 2018).

Certains chercheurs (Sienko et al., 2017) se sont questionnés à savoir si la diminution de l'amplitude des oscillations posturales avec l'AS vibrotactile est le résultat des informations supplémentaires fournies ou plutôt d'un effet de rappel. Dans cette dernière situation, les vibrations serviraient simplement d'un mécanisme rappelant aux participants de porter attention à la tâche de stabilité posturale et pourraient provoquer des co-contractions musculaires des membres inférieurs. Des études (Sienko et al., 2012; Ballardini et al., 2020) montrent, chez des jeunes adultes en santé et chez des adultes avec une dysfonction vestibulaire, que l'amplitude des oscillations posturales s'accroissent initialement lorsque les rétroactions sont non congruentes avec la direction des mouvements du tronc comparativement à sans rétroaction. Les participants rapportent avoir pris conscience que les rétroactions étaient erronées et n'apportaient aucune information utile. Ainsi, après quelques rétroactions, les participants ont ignoré les rétroactions (Sienko et al., 2012). Ces résultats suggèrent que les informations vibrotactiles sont bel et bien interprétées et que les rétroactions congruentes sont essentielles et utilisées pour effectuer les corrections posturales nécessaires afin d'améliorer la stabilité posturale.

Les rétroactions vibrotactiles ont systématiquement été associées à un signal d'alarme de type répulsant. Les participants reçoivent les instructions de s'éloigner du stimulus vibratoire. Ainsi, une vibration se fait sentir dans la direction du déséquilibre. Les participants déclenchent volontairement une action motrice en sens inverse afin de repositionner leur corps à la verticale. Ceci est une réponse d'évitement intuitive similaire à reculer lorsqu'on se heurte à un objet. Toutefois, Lee et al. (2012) et Martin et al. (2015) posent l'hypothèse qu'un signal attractant (bouger en direction du stimulus) serait plus approprié. En effet, en absence d'instruction et d'un objectif relié au contrôle postural, une stimulation vibratoire appliquée au tronc mène à une action motrice involontaire. En posture debout et les yeux fermés, une inclinaison du tronc d'environ 1 degré survient dans la direction du vibreur actif lorsqu'il est positionné sur le muscle oblique interne ou sur le muscle érecteur du rachis au niveau de l'articulation lombaire L4-L5 (Lee et al., 2012). La réponse directionnelle provoquée par la vibration au tronc est cohérente avec la réponse posturale associée à l'étirement des fibres musculaires et de la peau observée à d'autres localisations sur le corps (Aimonetti et al., 2007). Les nouvelles oscillations involontaires sont de faibles fréquences (< 0,5 Hz) (Lee et al., 2012), restant ainsi dans la plage normale des fréquences d'oscillations en posture debout (< 1 Hz) (Peterka, 2002). Conséquemment, un système d'AS comprenant un signal vibrotactile de type attractif permettrait de tirer avantage de la réponse naturelle afin de favoriser l'effet positif de l'AS sur la stabilité posturale. Toutefois, les résultats de l'étude de Kinnaird et al. (2016) supportent l'idée que le système cognitif prendrait le contrôle sur les informations sensorielles du tronc lorsque le signal vibratoire est interprété comme un signal d'alarme grâce aux instructions. En effet, les systèmes d'AS avec stimuli attractifs et répulsifs se sont avérés similairement efficaces pour diminuer l'amplitude des oscillations posturales. Les stimuli répulsifs offrent une performance légèrement supérieure à court terme comparativement aux stimuli attractifs, tandis que le taux d'amélioration entre les essais était légèrement meilleur en condition de stimuli attractifs (Lee et al., 2012). Tous les participants ont dit avoir appris plus facilement à utiliser les stimuli répulsifs (Kinnaird et al., 2016). Les systèmes d'AS vibrotactile de type répulsif sont donc intuitifs et appropriés pour favoriser l'amélioration du contrôle postural.

Les systèmes d'AS vibrotactile sont typiquement composés d'une série de rangées et de colonnes de vibreurs positionnés autour de la tête (Asseman et al., 2007; Goebel et al., 2009) ou autour du tronc (Wall et al., 2001; Kentala et al., 2003; Wall & Kentala, 2005; Sienko et al., 2008; Bechly et al., 2013; Sienko et al., 2012; Kingma et al., 2019). Le tronc est majoritairement sélectionné comme localisation puisque la perception spatiale du corps est mise en référence par rapport au tronc. Contrairement aux membres et à la tête qui sont mobiles, le tronc est un cadre de référence fixe (Cholewiak et al., 2004). Les informations tactiles sont directement représentées selon des coordonnées égocentriques du corps par rapport à l'environnement. Van Erp (2005) a étudié la différence entre la localisation d'un vibreur au tronc et la direction perçue dans le plan sagittal. Les résultats montrent que cette différence est de moins de 4 degrés lorsque le vibreur est positionné dans l'axe AP ou ML du tronc et jusqu'à 10 degrés lorsque le vibreur est positionné en diagonale sur le tronc. La variabilité de

la direction perçue entre les essais est d'environ 4 degrés et jusqu'à 14 degrés respectivement selon la position des vibreurs dans les axes AP et ML du tronc. Les résultats concordent avec le postulat qu'il y a un point de référence interne associé à chaque moitié du tronc (droit et gauche). Les stimulations latérales seraient traitées par le cortex sensoriel de l'hémisphère controlatéral. Lorsque la stimulation est précisément dans l'axe AP du tronc, elle serait alors traitée par les deux hémisphères afin d'intégrer les coordonnées corporelles des deux côtés du tronc en une image mentale cohérente, améliorant la précision spatiale (Van Erp, 2005). Les systèmes d'AS vibrotactile au tronc offrent donc une bonne représentation consciente, et ce particulièrement dans les axes AP et ML.

La position exacte des vibreurs sur le tronc n'est souvent pas spécifiée dans les études (Wall et al., 2001; Kentala et al., 2003; Wall & Kentala, 2005; Sienko et al., 2008; Bechly et al., 2013; Kingma et al., 2019; Sienko et al., 2012). En plus de varier en hauteur, la position en largeur varie également autour du tronc selon le nombre de vibreurs utilisés. D'une étude à l'autre, le système d'AS pouvait être composé de 2 vibreurs (Wall et al., 2001) jusqu'à 3 niveaux de 16 vibreurs (Sienko et al., 2008; Sienko et al., 2012) communiquant de l'information posturale dans un seul axe jusque dans de multiples axes. Ces différences compliquent la comparaison des résultats entre les différentes études. En effet, les informations tactiles transmises au système nerveux sont modulées selon la densité des fibres tactiles afférentes dans la peau. Cette densité est distincte selon chaque partie du corps suivant un patron systématique pour tout individu. Il a récemment été estimé qu'elle est similaire entre les régions arrière et avant du tronc (Corniani & Saal, 2020). Ainsi, une position exacte des vibreurs sur le tronc pour favoriser la sensibilité n'est pas un enjeu. Toutefois, d'un point de vue de conception et de charge cognitive, nous posons l'hypothèse que le système vibratoire ne doit pas fournir un surplus d'informations qui ne bénéficie pas à la performance posturale (Sienko et al., 2012). Sienko et al. (2008) suggèrent qu'un système d'AS vibrotactile à 4 colonnes est aussi efficace qu'un système à 16 colonnes pour diminuer les oscillations posturales debout chez des individus avec une dysfonction vestibulaire. Toutefois, de futures études devraient comparer le nombre de vibreurs et la charge cognitive afin de montrer si une relation est présente.

Le paramètre prédominant pour calibrer les rétroactions dans le système d'AS est l'inclinaison du tronc. Un degré d'inclinaison du tronc est majoritairement sélectionné comme seuil d'activation des vibrations discontinues (Kentala et al., 2003; Sienko et al., 2008; Sienko et al., 2012; Bechly et al., 2013). D'autres études vont définir un seuil plus élevé jusqu'à 2,5 degrés (Kingma et al., 2019) ou plutôt plusieurs seuils personnalisés en paliers selon la stabilité de chaque participant (Wall & Kentala, 2005). Wall & Kentala (2005) ont utilisé 3 paliers de vibreurs. Le seuil du premier palier était défini à un degré puis le seuil des autres paliers était proportionnel à l'inclinaison maximale du tronc de chaque participant. Ces faibles degrés d'inclinaison sont appropriés en posture debout puisque les oscillations posturales ne dépassent généralement pas 1 à 2 degrés. Des inclinaisons plus prononcées du tronc surviennent lors de déséquilibre (Ivanenko & Gurfinkel, 2018). Bien que l'angle du tronc

soit prédominant dans la littérature, Dozza et al. (2006) proposent que le paramètre le plus efficace est sujet à changement selon chaque modalité sensorielle d'AS et chaque pathologie. Par exemple, le paramètre d'accélération du tronc pourrait être plus efficace chez les participants avec pathologie vestibulaire, alors que le paramètre de déplacement du CP pourrait être plus efficace chez les participants avec pathologie neurologique périphérique. De plus, toutes les études présentées sur l'AS fournissent des rétroactions vibrotactiles en continu (100 %) lorsque le seuil d'activation est atteint.

1.5 Objectifs et hypothèses

L'objectif principal du projet est d'étudier l'effet de différentes quantités d'AS vibrotactile en temps réel sur le contrôle postural debout chez des jeunes adultes sans problème de santé, alors que la qualité des informations somatosensorielles et visuelles sera altérée. Les rétroactions vibrotactiles sont soit activées 100 % ou 33 % des occasions que l'angle du corps dépasse le seuil personnalisé de l'équilibre. Les objectifs secondaires du projet sont 1) de déterminer si l'amélioration du contrôle postural persiste à la suite de l'arrêt de l'AS et 2) de comparer l'effet des rétroactions vibrotactiles congruentes et non congruentes avec la direction des oscillations posturales sur le contrôle postural. Les hypothèses sont : a) qu'il y a une relation entre l'efficacité du contrôle postural debout et la quantité d'informations fournies en temps réel sur les oscillations posturales (100 % vs 33 %), b) que les rétroactions congruentes diminuent l'amplitude des oscillations posturales, tandis que les rétroactions non congruentes augmentent l'amplitude des oscillations posturales comparativement à sans rétroaction et c) que l'amélioration du contrôle postural avec l'AS ne persistera pas dans le temps une fois l'AS désactivé.

Chapitre 2 A smaller quantity of vibrotactile feedback is effective to improve human balance control during sensory cues alteration

Noémie Anctil^{1,2},

Zachary Malenfant^{2,3},

Jean-Philippe Cyr^{1,2},

Katia Turcot^{1,2}, PhD,

Martin Simoneau^{1,2}, PhD,

¹ Faculté de Médecine, Département de kinésiologie, Université Laval, Québec, Canada

² Centre interdisciplinaire de recherche en réadaptation et intégration sociale (Cirris) du CIUSSS de la Capitale Nationale, Québec, Canada

³ Faculté des sciences et de génie, Département de génie électrique et de génie informatique, Université Laval, Québec, Canada

2.1 Résumé

En posture debout, notre cerveau utilise des informations sensorielles. L'AS, signaux sensoriels additionnels, peut améliorer le contrôle postural. L'objectif était de comparer deux quantités de rétroactions vibrotactiles au tronc et d'évaluer si ces effets sur le contrôle postural persistaient dans le temps. 24 jeunes adultes en santé (groupes 100% et 33% d'AS) debout sur un tapis de mousse les yeux fermés ne recevaient aucune ou recevaient des rétroactions congruentes ou incongruentes avec l'inclinaison du tronc. La valeur RMS et 85% de l'aire couverte par une ellipse ont été calculées à partir de la cinématique du tronc et des forces au sol. L'AS vibrotactile congruente améliore le contrôle postural de façon similaire pour les deux groupes. Cet effet perdure partiellement dans le temps. L'AS vibrotactile non congruente détériore le contrôle postural. Les deux quantités d'AS sont aussi efficaces. Une moindre grande quantité d'AS pourrait être priorisée afin de limiter la charge cognitive.

2.2 Abstract

During upright standing, the brain uses sensory cues to estimate body sways amplitude and direction. These sensory cues help in controlling upright balance. Individuals with altered sensory cues show balance control impairment. For these individuals, vibrotactile feedback improves their balance. It remains unclear, however, if feedback must be provided each time balance is compromised. Therefore, the goal of this study was to compare balance control of participants experiencing vibrotactile feedback every time their balance was compromised to participants experiencing vibrotactile feedback only one-third of the time their balance was compromised. Vibrotactile feedback was related to body sways angle amplitude and direction. We hypothesized that vibrotactile feedback would improve balance more when provided every time balance was compromised. Twenty-four healthy young adults were randomly assigned to two groups ($n=12/\text{group}$; 12 females): group 33% feedback and group 100% feedback. The experience contained two experimental phases. First, we compared balance control of both groups while participants stood on the hard surface with their eyes open or closed or when they stood on a foam surface with their eyes closed. Then, vibrotactile feedback was provided according to body sways angle amplitude and direction while participants stood upright on the foam surface with their eyes closed. Thereafter, a post-vibration condition (i.e., no feedback) assessed if balance control improvement lasted. In the second phase, vibrotactile feedback was unrelated to body sways angle and direction (sham condition). In all conditions, to assess balance control, we measured the ground reaction forces, body sways angle and angular velocity along the anteroposterior (AP) and mediolateral (ML) axes. We calculated the root mean square values and an ellipse covering these measures. Results revealed that the balance control of both groups was similar when standing upright on the hard floor with or without visual cues. Further, we observed no group difference when participants stood on the foam surface with their eyes closed. When vibrotactile feedback was provided, variability of the body sways angle amplitude of both groups decreased while the variability of the body sways angular velocity and the ground reaction forces increased. Immediately following vibrotactile feedback, for both groups, the reduction in body sway angles variability was maintained while the body sways velocity and the ground reaction forces variability decreased. When vibrotactile feedback was unrelated to body sway angle (sham condition), for both groups, the variability of the body sways angle amplitude and velocity increased as well as the ground reaction forces. This later result confirmed that participants processed and implemented vibrotactile feedback to control their body sways. In conclusion, vibrotactile feedback was effective in improving balance control regardless of the quantity of vibrotactile feedback provided. We argue that providing vibrotactile feedback one-third of the time that balance control is compromised could be the best choice as it enhances balance control, and it likely implies less cognitive load.

2.3 Introduction

The control of human bipedal upright stance requires an accurate perception of body sways amplitude and direction. Body sway motion is estimated through sensory cues from the visual, vestibular, and proprioceptive systems (Fitzpatrick & McCloskey, 1994; Simoneau et al., 1995). According to the reliability of these cues, the brain performs sensorimotor transformation creating a corrective torque reducing body sway amplitude with respect to earth vertical (Peterka et al., 2002). Thus, when sensory signals are altered or incongruent, body motion becomes less accurate leading to suboptimal sensorimotor transformation and impaired balance control (Melzer et al., 2004; Horak 2006; Couture & Simoneau, 2014; Xu et al., 2017; Cyr et al., 2019). Sensory augmentation provides relevant and additional cues about body sways amplitude and improves balance control (Dozza et al., 2006; Sienko et al., 2018). Additional sensory cues can be provided through the auditory, tactile, or visual systems. Multiple studies have reported improvement in balance control during sensory augmentation for healthy adults (Wall et al., 2001; Chiari et al., 2005; Dozza et al., 2005a-b; Dozza et al., 2006; Giansanti et al., 2009; Halická et al., 2014; Ballardini et al., 2020), healthy older adults (Haggerty et al., 2012), and in adults with vestibular dysfunction (Kentala et al., 2003; Tyler et al., 2003; Sienko et al., 2008; Bechly et al., 2013, Wall & Kentala, 2005; Dozza et al., 2005b; Goebel et al., 2009; Dozza et al., 2007; Sienko et al., 2012; Kingma et al., 2019). Reduction in body sway amplitude, with additional sensory cues, is inversely related to the reliability of intrinsic sensory feedback. Therefore, populations with balance control impairment benefit the most from additional sensory cues (Chiari et al., 2005; Dozza et al., 2005; Dozza et al., 2007; Giansanti et al., 2009) and healthy young adults have little improvement potential likely because of a ceiling effect (Dozza et al., 2007). Contrary to the visual and auditory stimuli, the tactile stimulus is preferred, as tactile cues applied on the trunk do not interfere with body sway evoked sensory cues. Besides, tactile feedback does not interpose with visual or auditory cues of everyday tasks (McKinney et al., 2014; Sienko et al., 2018). Vibrotactile feedback is commonly applied to the trunk region (Wall et al., 2001; Kentala et al., 2003; Wall & Kentala, 2005; Sienko et al., 2008; Bechly et al., 2013; Sienko et al., 2012; Kingma et al., 2019) likely because trunk stability is a good predictor of balance (Gill et al., 2001; Allum et al., 2001) and the location and direction of vibrotactile stimulation applied to the trunk are accurately detected (Van Erp, 2005).

The processing of sensory augmentation cues necessary implies cognitive processes as the brain must map body sways direction with the sensory feedback. Although sensory augmentation improves balance control, researchers have reported that adding sensory cues can increase cognitive load causing a decrease in dual-task performance (Haggerty et al., 2012; Lin et al., 2015). Compared to healthy young adults, the secondary cognitive task performance decrement is exacerbated in healthy older adults and individuals with vestibular dysfunction. While performing reaching in a seated position in conjunction with a cognitive task, a lesser quantity of feedback resulted in a decrease dual-task cost without altering movement accuracy and consistency (Krause

et al., 2018). Consequently, the quantity and nature of the feedback should be selected to provide enough sensory cues to improve balance control and to avoid cognitive overload. Still, it is unclear how often feedback should be provided to improve balance control.

The main goal of this study was to determine if the quantity of vibrotactile feedback changed balance control improvement when visual and somatosensory cues were altered. We reasoned that vibrotactile feedback would strengthen the relationship between the balance motor commands and the estimation of body sway dynamics. Therefore, we hypothesized that balance control improvement would be scaled according to the quantity of feedback provided. The secondary goals were: 1) to determine if following vibrotactile feedback, balance control improvement carry-over, 2) to examine if erroneous (sham) vibrotactile feedback altered balance control, and 3) to assess whether individuals with less effective balance control benefit the most from vibrotactile feedback. We reasoned that short-lived balance control improvement following vibrotactile feedback and increased body sways during erroneous vibrotactile feedback would indicate processing and implementing of the vibrotactile feedback. We further argued that individuals with poor balance control should benefit more from vibrotactile feedback.

2.4 Methods

2.4.1 Participants

Twenty-four healthy young adults, aged between 20 and 30 years old, volunteered for this study. Exclusion criteria included self-reported musculoskeletal, psychological, or neurological impairments or pregnancy. The participants' level of physical activity (International Physical Activity Questionnaire (IPAQ) score, self-reported), anthropometric, and demographic characteristics were alike between groups (Table 1, p values are for unpaired T-test). The local ethical review board approved this study (Project #MP-13-2020-1874).

Table 1. Mean (\pm standard deviation) of the morphological and demographic characteristics and reported physical activity of the participants of each group.

| Group | 100% feedback | 33% feedback | p |
|---------------------------------------|----------------------|---------------------|----------|
| <i>Men:Women</i> | 6:6 | 6:6 | |
| <i>Age (yrs)</i> | 23.8 \pm 2.5 | 24.6 \pm 2.2 | 0.69 |
| <i>Weight (kg)</i> | 65.3 \pm 12.0 | 74.3 \pm 14.2 | 0.60 |
| <i>Height (m)</i> | 168.2 \pm 7.7 | 171.7 \pm 10.4 | 0.32 |
| <i>Score IPAQ (High:Moderate:Low)</i> | 9:1:2 | 9:2:1 | |

2.4.2 Experimental set-up: vibrotactile feedback device

Participants were asked to stand directly on the force platform (Model Optima HPS, Advanced Mechanical Technology Inc., Watertown, MA, USA) or a 6-cm-thick foam mat (Airex AG, Sins, Argovie, Switzerland) placed on a force platform, with their eyes opened or closed. In some conditions, we chose to have the participants standing on the foam with their eyes closed to alter somatosensory and visual cues. Since altering sensory cues increases body sways amplitude, vibrotactile feedback should be helpful to reduce body sway amplitude and velocity.

We developed a vibrotactile feedback device providing tactile cues according to body sway angle and direction. The vibrotactile feedback device (Fig. 5) implies an inertial measurement unit (IMU, ICM-20948, InvenSense, San José, CA, USA), a microcontroller (Arduino Mega 2560, Arduino LLC, Boston, MA, USA), and the four vibration motors (Model No. 310-103, Precision Microdrives, London, ENG, UK). Participants wore a belt with four vibrator motors placed on the anterior, posterior, left and right trunk at the 12th thoracic (T12) vertebrae level. The vibration motors were directly in contact with the skin of the participants, securely fixed with tape and covered with an elastic band. The IMU was located slightly above the superior iliac crest (approximation of the center of mass, i.e., 4th lumbar (L4) vertebrae). Using the IMU, we calculated the body sway angle along both axes (i.e., AP and ML) using angular velocity and linear acceleration (Eq. 4 and Eq. 5). For each trial, body sway kinematics were conveyed by the microcontroller to the hard disk and stored using MATLAB (version R2020a, MathWorks, Natick, MA, USA).

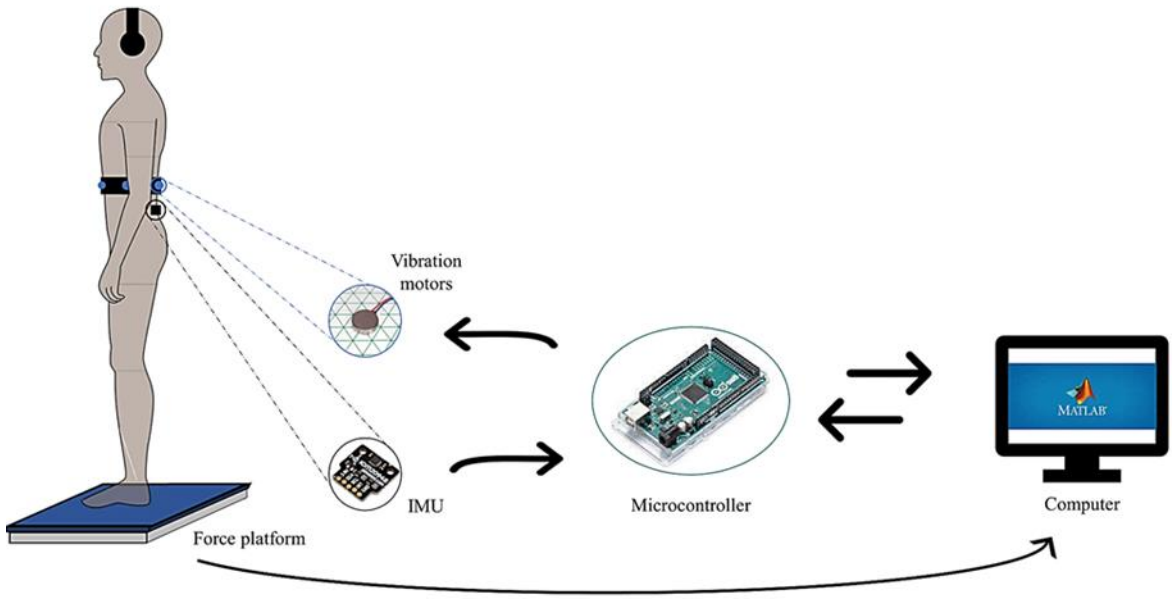


Figure 5. Experimental set-up. The participant stood still on a force platform (or on a foam placed on the force platform) wearing headphones and the vibrotactile feedback device, which implied an IMU located at the level of the superior iliac crest. A microcontroller processed IMU data and activated or deactivated the vibration motors according to body sway amplitude and direction. IMU and force platform data were acquired using MATLAB.

First, the angular velocity and linear acceleration data were low pass filtered (built-in digital filter) with a cut-off frequency of 5.7 Hz to calculate the body sway angle along the AP and ML axis. Then, a complementary discrete filter was applied to the angular velocity and linear acceleration data before computing body sway angle:

$$\theta_{accel} = \arctan\left(\frac{a_z}{a_x}\right),$$

Equation 4. Body sway angle calculated with linear accelerations.

$$\theta_n = \alpha(\theta_{n-1} + \omega_z \Delta t) + (1 - \alpha)\theta_{accel},$$

Equation 5. Corrected body sway angle.

where θ_{accel} ($^{\circ}$) is the body sway angle calculated using the linear ML or AP accelerations a_z and gravitational accelerations a_x (g), θ_n ($^{\circ}$) is the calculated angle of the current iteration, θ_{n-1} ($^{\circ}$) is the calculated angle at the previous iteration, ω_z ($^{\circ}/s$) is the corresponding angular velocity, Δt (s) is the time step between each iteration (10 ms) and α is the weighting parameter between 0 and 1 (set to 0.78). In addition to optimizing calculations with the parameter α , this complementary filter also attenuates both sensors mechanical weaknesses (accelerometers are prone to vibration and gyroscopes tend to drift) to produce accurate angle measurements. The precision of the body sway angle was 0.02° . It represents the range of angle values when the IMU is set on a motionless surface.

Thresholds were defined along the AP and ML directions for each participant. The thresholds represented one standard deviation of the distribution of body sways angle along the AP and ML direction when the participants were standing with their eyes closed on a foam surface (Fig. 6). When body sway angle was larger than the participant-specific threshold, one of the vibration motors was activated. Only one vibration motor could be activated at a time and vibrotactile feedback was provided to the trunk in the direction of body sway (Fig. 7). For example, at ~ 10 s on panel A, body sway angle along the AP direction exceeded the threshold. At this instant, vibrotactile feedback was delivered on the posterior part of the trunk (Fig. 7 – panel B). Approximately 1 s later, body sway angle was greater than the threshold along the ML axis (Fig. 7 – panel C). Consequently, vibrotactile feedback was applied on the left part of the trunk (Fig. 7 – panel D). It could occur that the body sway angle was greater than the thresholds along AP and ML axes. In this circumstance, vibrotactile feedback was provided in the direction of largest body sway angle. Vibrotactile feedback stopped when the body sway angle was smaller than the thresholds (dead zone). The frequency of the vibration motors was 250 Hz.

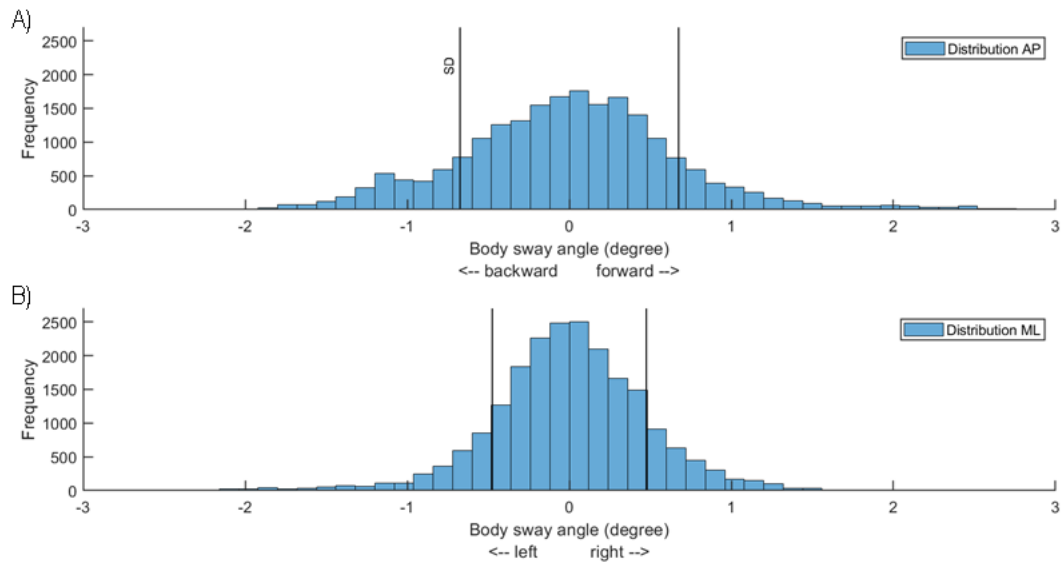


Figure 6. Distribution of the body sway angle of a representative participant standing on the foam surface with eyes closed. Panel A) body sway angle along the AP axis. Panel B) body sway angle along the ML axis. On both panels, vertical black lines depict one standard deviation (SD), that is, the participant-specific threshold to provide vibrotactile feedback.

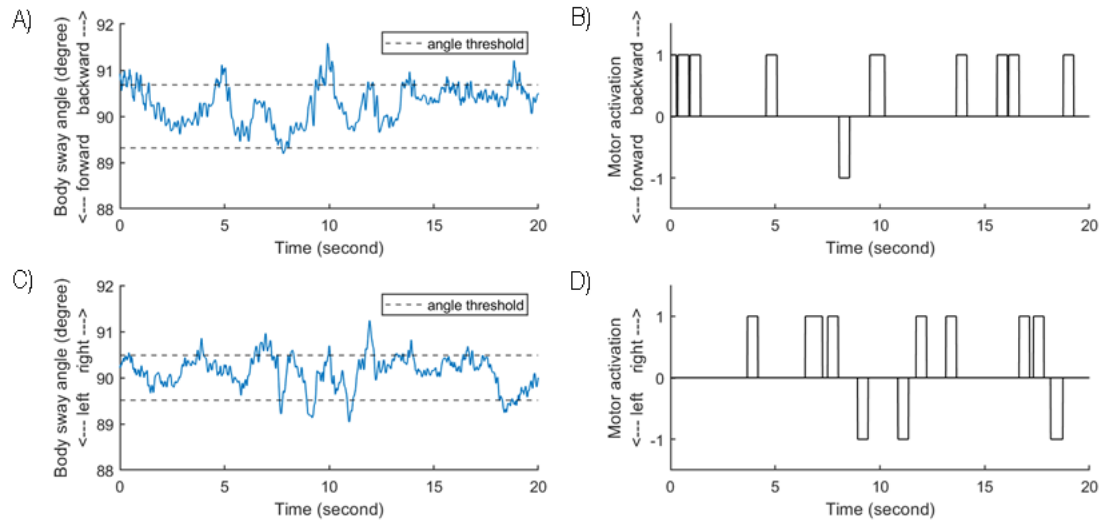


Figure 7. Examples of real-time body sway angle (blue lines, panel A and C) and the thresholds (black dashed lines) for a representative participant. Panel A and B) body sway along the AP axis and corresponding activation (1) and deactivation (0) of the vibration motors. Panel C and D) body sway along the ML axis and corresponding activation (1) and deactivation (0) of the vibration motors. The vibration motors were activated in the direction of body sways when body sways angle was larger than the participant-specific threshold. Vibrotactile stimulation lasted for a minimum of 0.5 s.

2.4.3 Protocol and experimental conditions

Before the experiment, participants were randomly assigned to either the 100% or the 33% feedback groups and completed the IPAQ – Short Form (Craig et al., 2017). This self-report questionnaire assesses physical activity level according to the intensity of physical activity performed in the last seven days as part of daily live. Participants were asked to stand still barefoot with their arms alongside. Participants wore noise-blocking headphones to avoid bias from vibration motors and environmental noise. The base of support of the participants was standardized. The distance between both feet 5th metatarsal heads equaled the length of the feet. Overall, participants performed 70 trials, each trial lasted 20 seconds. Right before each trial, while participants stood with their eyes open, a five-second-long calibration was completed to reset the IMU's orientation according to the median value of each angle direction. To minimize fatigue, there were seated rest periods every 10 trials. The experimental protocol contained two phases. First, there were four conditions (Fig. 8 – panel A): In the first condition (reference), participants performed five trials with eyes opened (EO) followed by five trials with eyes closed (EC) while standing directly on the force platform (i.e., hard surface (HS)). The abbreviations EOHS (i.e., eyes open on a hard surface) and ECHS (i.e., eyes closed on a hard surface) will be used hereafter. This

condition served to quantify the baseline balance control performance of both groups. In the second condition (control), participants performed 10 trials while standing on a foam surface (FS) with their eyes closed. The abbreviation ECFS (i.e., eyes closed on a foam surface) will be used hereafter. The aim of this condition was to increase body sways by removing visual cues and reducing the reliability of foot plantar sole mechanoreceptors. Further, we calculated the means and standard deviations of the body sway angles from the distribution of the body sway angle along the AP and ML axes of each participant. Based on these measures, we set the threshold for activating vibrotactile feedback to one standard deviation in following conditions (Fig. 7). In the third condition (vibrotactile feedback), participants performed 20 trials while standing on the foam surface with their eyes closed. If their body sway angle was larger than the threshold, vibrotactile feedback was delivered on their trunk according to the direction of body sway for at least 0.5 s. Participants in the 100% feedback group received vibrotactile feedback every time their body sway angle exceeded their threshold. In contrast, participants in the 33% feedback group received vibrotactile feedback one in every three events that their body sway angle was greater than their threshold. In the fourth condition (post-vibrotactile), the participants performed 10 trials with eyes closed on a foam surface; however, there was no vibrotactile feedback. The aim of this condition was to assess if improvement in balance control lasted in the absence of vibrotactile feedback. Following pilot data, we elected to perform only 10 trials in the reference, control, and post-vibrotactile conditions to keep the duration of the experiment within 2 hours. Despite many rest periods, we wanted to reduce physical and cognitive fatigue. Before the vibrotactile feedback condition, participants explored the functioning of the vibrotactile feedback device. While standing with their eyes opened on the foam surface, participants were asked to tilt their trunk in the backward, forward, right, and left direction. Thereafter, we asked them whether they noticed an association between the vibrotactile feedback and their body sway direction. All participants noticed the relation between the direction of the vibrotactile feedback and their body sway. They also observed that vibrotactile feedback was provided only if the amplitude of their body sways were large enough. Thereafter, the functioning of the vibrotactile feedback device was explained to participants. The second experimental phase (Fig. 8 – panel B) occurred ~5 minutes after the first phase. Participants were standing with their eyes closed on the foam surface. In this condition (sham), however, vibrotactile feedback was not related to the direction of the body sway. Vibrotactile feedback was randomly provided (i.e., any directions except the direction of large body sway) when the body sways were greater than the threshold. There were 20 trials in the sham condition. Participants were unaware that vibrotactile feedback was unrelated to body sway direction. The purpose of the sham condition was to verify if participants processed and used vibrotactile feedback to improve their balance control (Ballardini et al., 2020). We reasoned that if participants processed vibrotactile feedback, balance control would worsen. Otherwise, if incongruent vibrotactile feedback did not alter balance control, it would suggest that vibrotactile feedback was not processed. Such finding would be surprising as to reduce body sways, the brain needs an accurate estimate of body sway dynamics (Kuo, 1995; Peterka et al., 2002). An alternative hypothesis would be

that participants detected that the vibrotactile feedback was unrelated to their body sway direction and ignored the feedback. To verify this hypothesis, after the sham condition, we asked the participants whether they noticed a difference in the vibration feedback, and if they changed their balance control strategy compared to the previous vibrotactile feedback condition.

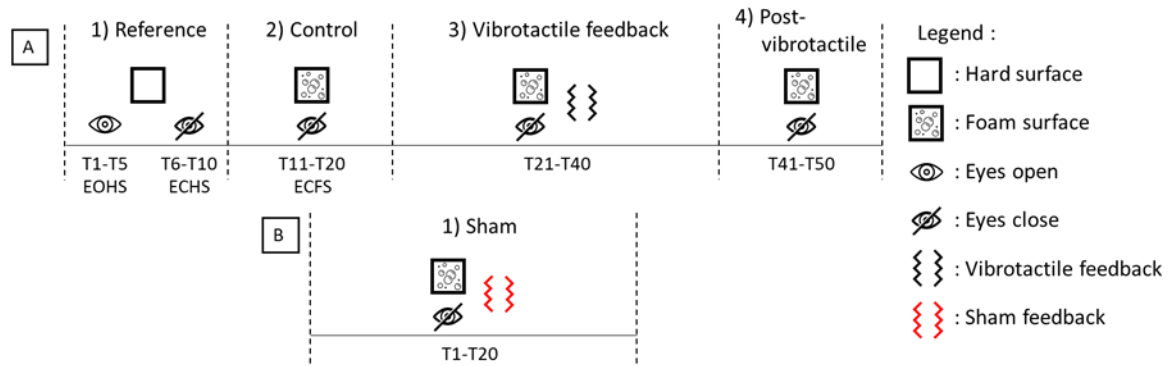


Figure 8. Experimental protocol. There were five conditions divided into two phases (A and B). Trials were either performed with eyes opened or closed while standing on a hard or foam surface. In addition, the participants had either no vibrotactile feedback (reference, control, and post-vibrotactile), vibrotactile feedback related (vibrotactile feedback) or unrelated (sham) to body sway direction. The order of the trials in each condition is indicated for each condition (i.e., T refers to trial, T first trial – T last trial).

2.4.4 Data and statistical analysis

To characterize the dynamics of the body sways, we analyzed the angle and angular velocity of the body sways along the AP and ML axes. To assess the neuromuscular control required to control body sways, we analyzed the forces applied on the ground along both axes. Body sway angle and angular velocity were calculated from the IMU data and the neuromuscular control from the ground reaction forces. IMU and force data were sampled at 100 Hz and synchronized. Data processing was performed using custom-made MATLAB scripts (The MathWorks R2020a, Natick, MA). The IMU and force data were low pass filtered with a dual-pass 4th order Butterworth filter with a cut-off frequency of 6 Hz. We characterized balance control using measures considering discrete events and average balance control. Average balance control was computed through an ellipse covering 85% of the area covered by the body sway angles and ground reaction forces along the AP and ML axes. Average measures are insensitive to sudden change in the data. Thus, we calculated the root mean square (RMS) value of the data along both axes.

Statistical analyses were conducted using Statistica (Version 7.1, Statsoft). The participants' characteristics (age, weight, and height) in both groups were compared using an independent T-test for each characteristic. To

assess the functioning of the vibrotactile feedback device, for each participant, we calculated the means of the number and duration of tactile vibration for vibrotactile feedback and sham conditions. Two separate independent T-test compared both groups. To assess if vibrotactile thresholds differed across groups and along the AP and ML directions, a repeated measures analysis of variance (ANOVA) was performed (2 groups (100%, 33%) × 2 directions (AP, ML)). To verify whether balance control was alike between groups, in the reference and control conditions, we used an ANOVA with repeated measures (2 groups (100%, 33%) × 3 conditions (EOHS, ECHS, ECFS) × 2 directions). To confirm whether vibrotactile feedback enhanced balance control differently between groups, we ran a repeated measures ANOVA (2 groups (100%, 33%) × 2 conditions (ECFS, vibrotactile feedback) × 2 directions (AP, ML)) comparing the control and vibrotactile feedback conditions. We calculated Spearman's correlation (MATLAB function `corr` with `type = Spearman`) between the improvement in balance control (i.e., the percentage change between vibrotactile feedback and ECFS conditions) and balance control in the ECFS condition to assess whether participants with poor balance control, when sensory cues were altered (i.e., ECFS condition), benefit the most from vibrotactile feedback. To determine if balance control improvement continued in the absence of vibrotactile feedback for both groups, we compared balance control during the last 10 trials of the vibrotactile feedback condition with the post-vibrotactile condition using repeated measures ANOVA (2 groups (100%, 33%) × 2 conditions (vibrotactile feedback, post-vibrotactile) × 2 directions (AP, ML)). We calculated the means of the last 10 trials of the vibrotactile feedback condition as there were 10 trials in the post-vibrotactile condition. Moreover, if vibrotactile feedback improved balance control, improvement had to be steadier in the last 10 trials. Finally, to assess whether each group used vibrotactile feedback, we compared balance control during the control and sham conditions using a repeated measures ANOVA (2 groups (100%, 33%) × 2 conditions (ECFS, sham) × 2 directions (AP, ML)). For all analyses, to decompose the significant interaction effects, we performed post-hoc analysis using Tukey's honest significant difference (HSD) test. The significance level was set at $p < 0.05$. We elected to report the p value if the p value was ≥ 0.001 , otherwise we reported $p < 0.001$.

2.5 Results

2.5.1 Initial conditions (reference and control conditions)

The analysis of the RMS values of body sway angle and angular velocity in the reference and control conditions (Fig. 9) revealed no group difference (main effect of group: $F(1,22) = 0.10$, $p = 0.82$ and $F(1,22) = 0.00$, $p = 0.94$, respectively). The RMS values of the body sway angle and angular velocity were larger along the AP compared to the ML axes (main effect of direction: $F(1,22) = 182.51$, $p < 0.001$ and $F(1,22) = 118.90$, $p < 0.001$, respectively). Altering visual and plantar sole mechanoreceptor cues increased body sway alike in both groups

(main effect of condition: $F(2,44) = 313.72$, $p < 0.001$ and $F(2,44) = 519.8$, $p < 0.001$, for body sway angle and angular velocity, respectively). We observed significant interaction between direction and condition for body sway angle and angular velocity (interaction direction by condition: $F(2,44) = 39.23$, $p < 0.001$ and $F(2,44) = 20.85$, $p < 0.001$, respectively). The decomposition of the interactions revealed that the RMS values of the body sway angle and angular velocity were larger along the AP axis than the ML axis for all conditions ($ps < 0.01$). Along the AP axis, the RMS values of the body sway angle and angular velocity were larger in the absence of vision on the hard surface ($ps < 0.05$, for ECHS compared to the EOHS conditions) and larger when standing on the foam surface in the absence of vision ($ps < 0.001$, for ECFS versus EOHS and ECHS). For the RMS values along the ML axis, body sway angle and angular velocity were similar in the reference conditions ($p = 0.98$ and $p = 0.76$, for EOHS versus ECHS, respectively) and were larger when standing on the foam surface in the absence of vision ($ps < 0.001$, for ECFS versus EOHS and ECHS).

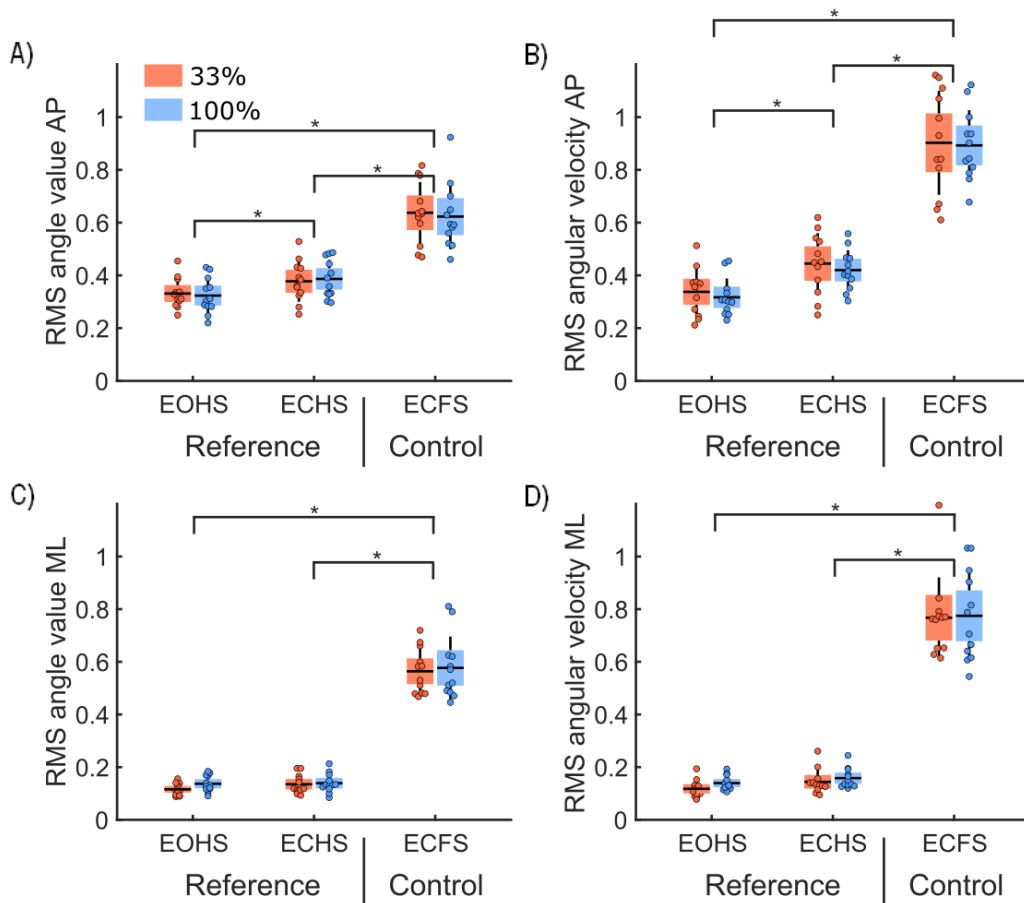


Figure 9. RMS values for body sway angle and angular velocity for both groups (33% and 100% feedback groups, red and blue boxes, respectively) for the reference condition (EOHS and ECHS) and for the control condition (ECFS). Panel A and C depict RMS values of the body sway angle along the AP and ML axes. Panel B and D depict RMS values of the body sway angular velocity along the AP and ML axes. The dots represent the mean results for each participant, horizontal lines depict the group's means, boxes represent the group's standard error of the mean, and vertical lines, one standard deviation.

The analysis of the RMS values of the ground reaction forces for the reference and control conditions (Fig. 10) revealed no group difference (main effect of group: $F(1,22) = 2.10$, $p = 0.16$). For both groups, the RMS values of the ground reaction forces were larger along the AP compared to ML axes (main effect of direction: $F(1,22) = 52.40$, $p < 0.001$). The RMS values were different across conditions (main effect of condition: $F(1,22) = 425.10$, $p < 0.001$). A significant interaction between direction and condition was observed (interaction direction by condition: $F(2,44) = 20.9$, $p < 0.001$). Decomposition of the interaction revealed that the RMS values of the ground reaction forces were larger along the AP compared to the ML axes for all conditions ($ps < 0.001$). For

both groups, when standing on the hard surface, removing vision increased the RMS value along the AP axis ($p < 0.001$, EOHS versus ECHS) but not along the ML axis ($p = 0.05$, EOHS versus ECHS). Along both axes, the RMS values were larger when both groups stood on the foam surface with the eyes closed compared to when they stood on the hard surface ($p < 0.001$, for ECFS compared to EOHS and ECHS).

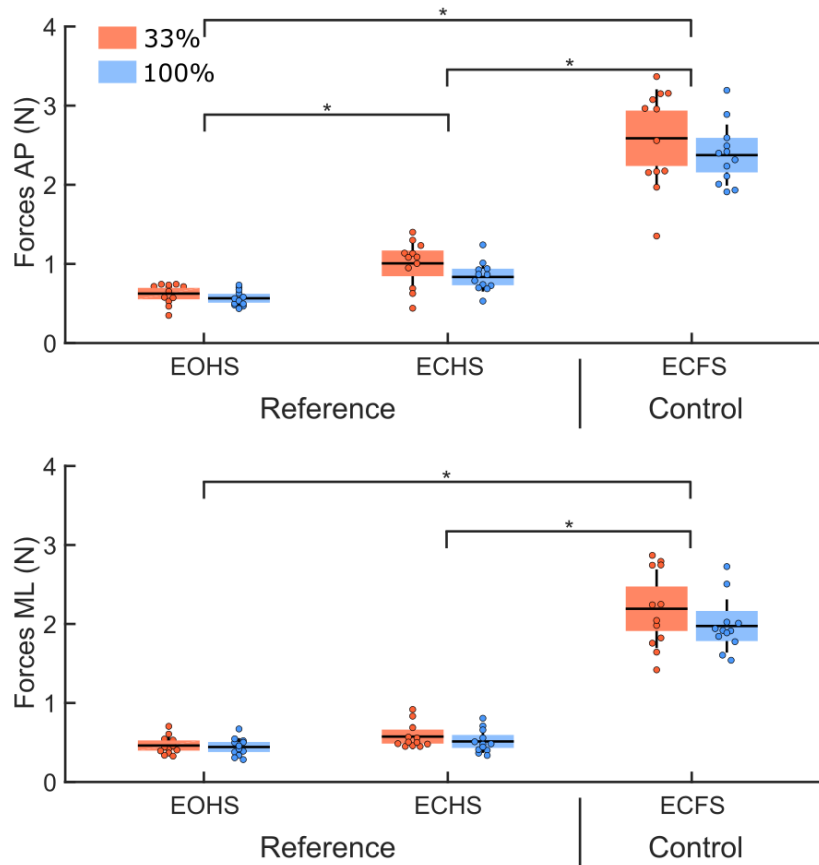


Figure 10. RMS values of the ground reaction forces along the AP (upper panel) and ML (lower panel) axes for both groups (33% and 100% feedback groups, red and blue boxes, respectively). Means are for the reference condition (EOHS and ECHS) and for the control condition (ECFS). The dots represent mean results for each participant, horizontal lines depict the group's means, boxes represent the group's standard error of the mean, and vertical lines, one standard deviation.

2.5.2 Vibrotactile thresholds

Vibrotactile thresholds (table 2) showed no difference between groups (main effect of group: $F(1,22) = 0.01$, $p = 0.92$). For both groups, the threshold values were larger along the AP compared to the ML axes (main effect of direction: $F(1,22) = 7.06$, $p = 0.01$). No significant interaction was observed between groups and direction (interaction group by direction: $F(1,22) = 0.60$, $p = 0.45$).

Table 2. Group means (\pm standard deviation) for the vibration threshold along the AP and ML axes.

| | 100% feedback | 33% feedback |
|-------------------|----------------------|---------------------|
| <i>AP axe (°)</i> | 0.65 ± 0.13 | 0.67 ± 0.13 |
| <i>ML axe (°)</i> | 0.60 ± 0.12 | 0.58 ± 0.10 |

2.5.3 Vibrotactile feedback condition

Balance control in the vibrotactile feedback compared to the control conditions (Fig. 11) revealed no difference between groups for the RMS values of the body sway angle and angular velocity (main effect of group: $F(1,22) = 0.16$, $p = 0.70$ and $F(1,22) = 0.17$, $p = 0.68$, respectively). The RMS values of the body sway angle and angular velocity were larger along the AP compared to the ML axes (main effect of direction: $F(1,22) = 6.75$, $p = 0.02$ and $F(1,22) = 18.04$, $p < 0.001$, respectively). The RMS values for the vibrotactile feedback condition were smaller compared to control condition (i.e., ECFS) for the body sway angle (main effect of condition: $F(1,22) = 14.52$, $p < 0.001$). The RMS values for the angular velocity was alike between conditions (main effect of condition: $F(1,22) = 4.08$, $p = 0.056$). For either the body sway angle or angular velocity, no significant interaction was observed ($ps > 0.05$).

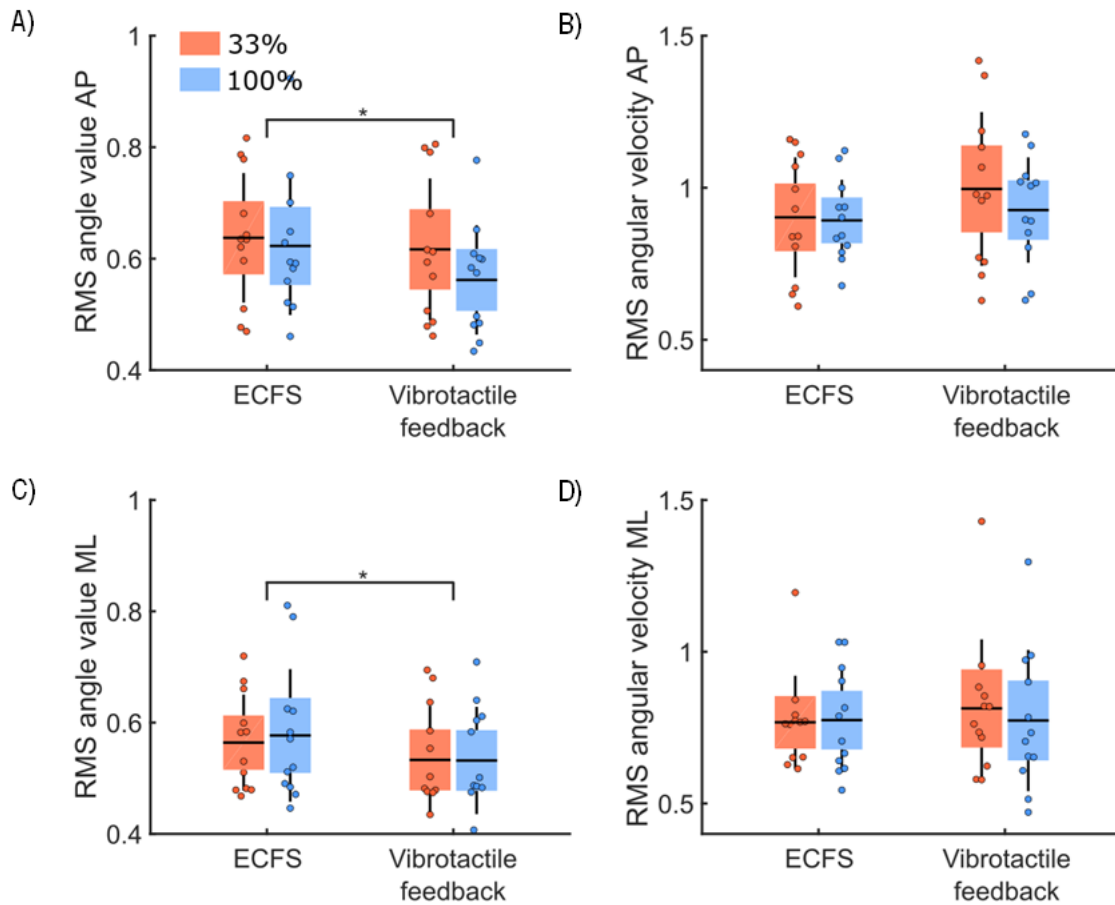


Figure 11. RMS values for body sway angle and angular velocity for both groups (33% and 100% feedback groups, red and blue boxes, respectively) in the control (ECFS) and the vibrotactile feedback conditions. Panels A and C, RMS values of the body sway angle along the AP and ML axes. Panel B and D, RMS values of the body sway angular velocity along the AP and ML axes. The dots represent the mean results for each participant, horizontal lines depict the group's means, boxes represent the group's standard error of the mean, and vertical lines, one standard deviation. The asterisks (*) indicate a significant main effect of condition.

Spearman's correlation between the improvement in balance control with vibrotactile feedback and balance control in the control condition (ECFS) revealed weak correlations for the RMS values of the body sway angle (33% feedback group: AP axe, $r = -0.07$, $p = 0.83$ and ML axe, $r = -0.15$, $p = 0.65$; 100% feedback group: AP

axe, $r = -0.59$, $p < 0.05$ and ML axe, $r = -0.29$, $p = 0.35$). Overall, a significant correlation was only obtained in the AP direction for the 100% feedback group.

The comparison of the RMS values of the ground reaction forces between groups for the control condition and the vibrotactile feedback condition (Fig. 12) showed no group difference (main effect of group: $F(1,22) = 1.11$, $p = 0.30$). Larger RMS values were observed along the AP compared to the ML axes (main effect of direction: $F(1,22) = 31.83$, $p < 0.001$). The analysis of the RMS values revealed larger ground reaction forces variability in the vibrotactile feedback compared to the control conditions (main effect of condition: $F(1,22) = 28.06$, $p < 0.001$). No significant interaction was observed between these factors ($p > 0.05$).

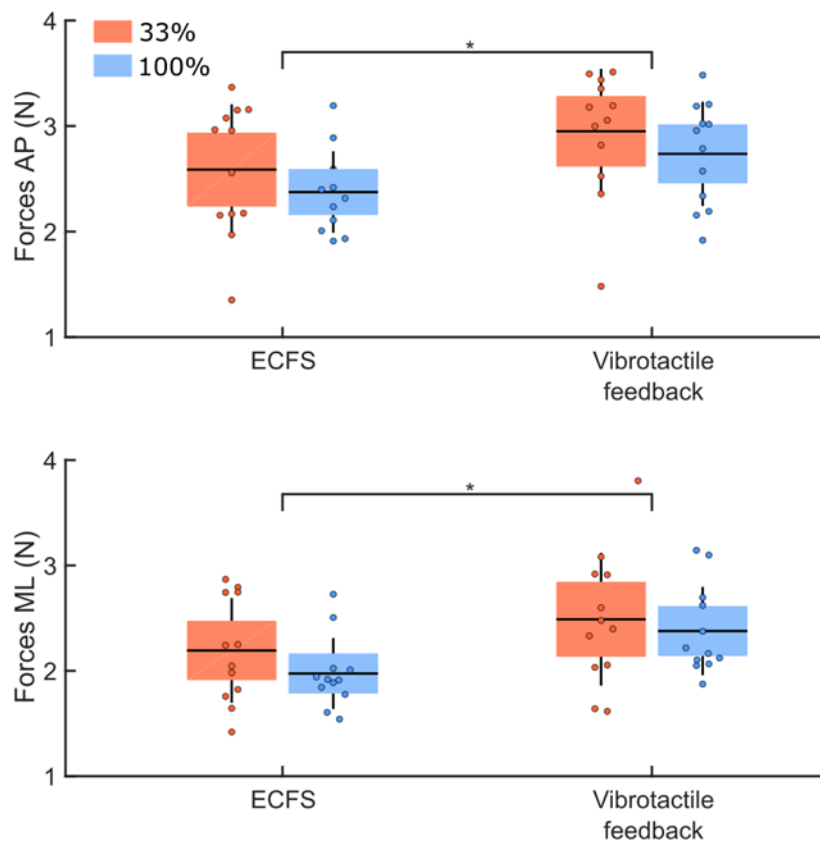


Figure 12. RMS values of the ground reaction forces along the AP (upper panel) and ML (lower panel) axes for both groups (33% and 100% feedback groups, red and blue boxes, respectively). These RMS values are for the control (ECFS) and the vibrotactile feedback conditions. The dots represent the mean results for each participant, horizontal lines depict the group's means, boxes represent the group's standard error of the mean, and vertical lines, one standard deviation. The asterisks (*) indicate significant main effect of condition.

The unpaired t-tests for the number and duration of tactile vibrations (table 3) revealed differences between groups. As expected, the 100% feedback group received more tactile vibration than the 33% feedback group and the sum of vibration duration was longer confirming the functioning of the vibrotactile device.

Table 3. Group means (\pm standard deviation) and statistics (i.e., t and p values) for the number and duration of tactile vibrations for the vibrotactile feedback condition.

| Group | 100% feedback | 33% feedback | t-value | p |
|--|----------------------|---------------------|----------------|----------|
| <i>Number of tactile vibrations</i> | 22.74 \pm 3.86 | 9.10 \pm 0.93 | t(22) = 11.91 | < 0.001 |
| <i>Duration of tactile vibration (s)</i> | 13.68 \pm 1.65 | 5.80 \pm 0.71 | t(22) = 15.24 | < 0.001 |

2.5.4 Post vibrotactile condition

The comparison of balance control between the vibrotactile feedback and the post-vibrotactile conditions (Fig. 13) revealed no group difference for the RMS values of the body sway angle and angular velocity (main effect of group: $F(1,22) = 0.38$, $p = 0.54$ and $F(1,22) = 0.94$, $p = 0.34$, respectively). The RMS values were larger along the AP compared to the ML (main effect of direction: $F(1,22) = 10.62$, $p = 0.004$ and $F(1,22) = 35.66$, $p < 0.001$, for body sway angle and angular velocity, respectively). Compared to vibrotactile condition, no change in the body sway angle and a decrease in the body sway angular velocity was observed in the post-vibration condition (main effect of condition: $F(1,22) = 3.02$, $p = 0.10$ and $F(1,22) = 22.05$, $p < 0.001$, respectively). A significant direction by condition interaction was observed only for the body sway angle (interaction direction by condition: $F(1,22) = 6.19$, $p = 0.02$). The decomposition of the interaction revealed that the body sway angle was larger for the post-vibration condition along the AP axis ($ps < 0.02$) and no difference was revealed in the ML direction between conditions.

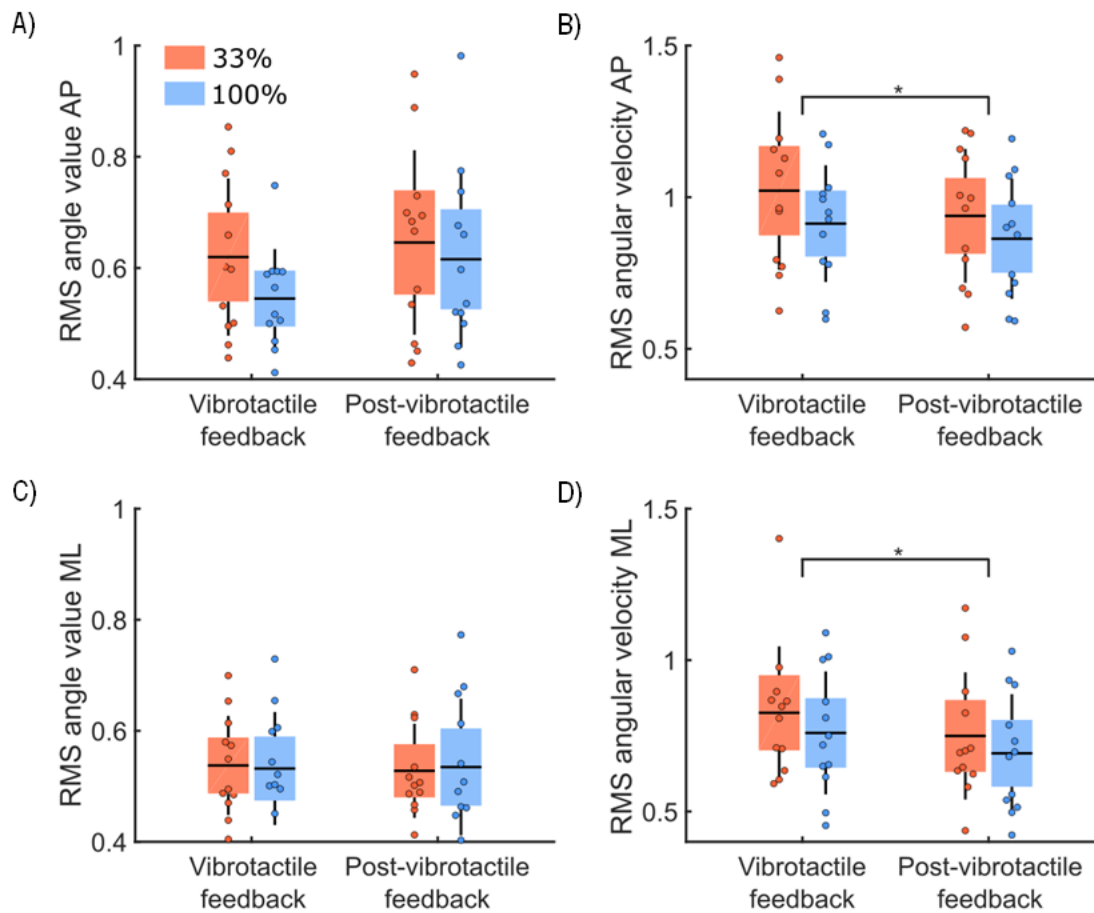


Figure 13. RMS values for body sway angle and angular velocity for both groups (33% and 100% feedback groups, red and blue boxes, respectively) for the vibrotactile (last 10 trials mean) and the post-vibrotactile conditions. Panels A and C depict RMS values of the body sway angle along the AP and ML axes. Panel B and D present the RMS values of the body sway angular velocity along the AP and ML axes. The dots represent the mean results for each participant, horizontal lines depict the group's means, boxes represent the group's standard error of the mean, and vertical lines, one standard deviation. The asterisks (*) indicate a significant main effect of condition.

The analysis of the variability in the ground reaction forces between the vibrotactile post-vibrotactile conditions (Fig. 14) revealed no group difference for the RMS values of the ground reaction forces (main effect of groups: $F(1,22) = 2.22$, $p = 0.15$). However, for both groups, larger variability was observed along the AP compared to the ML axes (main effect of direction: $F(1,22) = 38.10$, $p < 0.001$). The analysis revealed smaller variability in

the ground reaction forces for the post-vibration compared to the vibrotactile feedback conditions (main effect of condition: $F(1,22) = 55.39, p < 0.001$). We observed no interaction between these factors ($p_s > 0.05$).

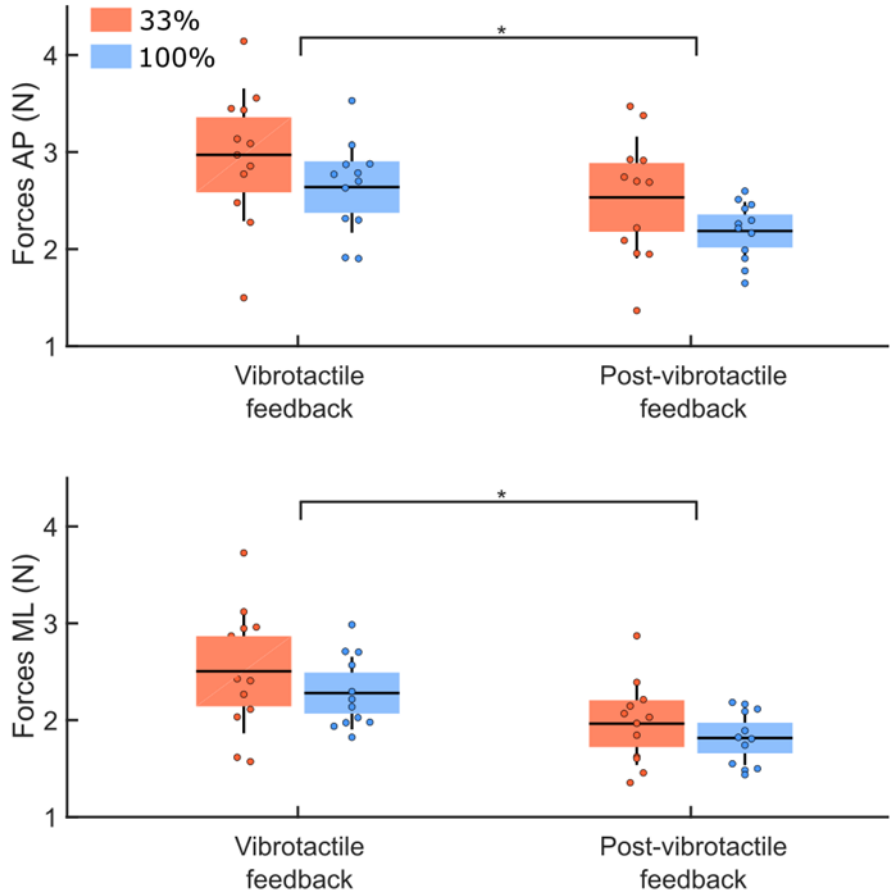


Figure 14. RMS values of the ground reaction forces along the AP (upper panel) and ML (lower panel) axes for both groups (33% and 100% feedback groups, red and blue boxes, respectively). These data are for the vibrotactile (last 10 trials mean) and the post-vibrotactile conditions. The dots represent the mean results for each participant, horizontal lines depict the group's means, boxes represent the group's standard error of the mean, and vertical lines, one standard deviation. The asterisks (*) indicate a significant main effect of condition.

2.5.5 Sham condition

It is worth mentioning that following the sham condition, we questioned the participants to verify whether they noticed that the vibrotactile feedback was unrelated to body direction. Remarkably, only one participant felt that the vibrotactile feedback was unrelated to the direction of the body sway. All participants, however, reported having more difficulty in controlling their body sway compared to the vibrotactile feedback condition.

The comparison of balance control between the control condition (ECFS) and the sham condition (Fig. 15), revealed no group difference (main effect of group: $F(1,22) = 0.09$, $p = 0.77$ and $F(1,22) = 0.12$, $p = 0.74$, for body sway angle and angular velocity, respectively). The RMS values of body sway angle and angular velocity were larger along the AP compared to the ML axes (main effect of direction: $F(1,22) = 6.16$, $p = 0.02$ and $F(1,22) = 15.59$, $p < 0.001$, respectively). In the sham condition, the RMS values of the body sway angle and angular velocity were larger than for the control condition (main effect of condition: $F(1,22) = 4.31$, $p < 0.05$ and $F(1,22) = 5.50$, $p = 0.03$, respectively). We observed no significant interaction between these factors ($ps > 0.05$).

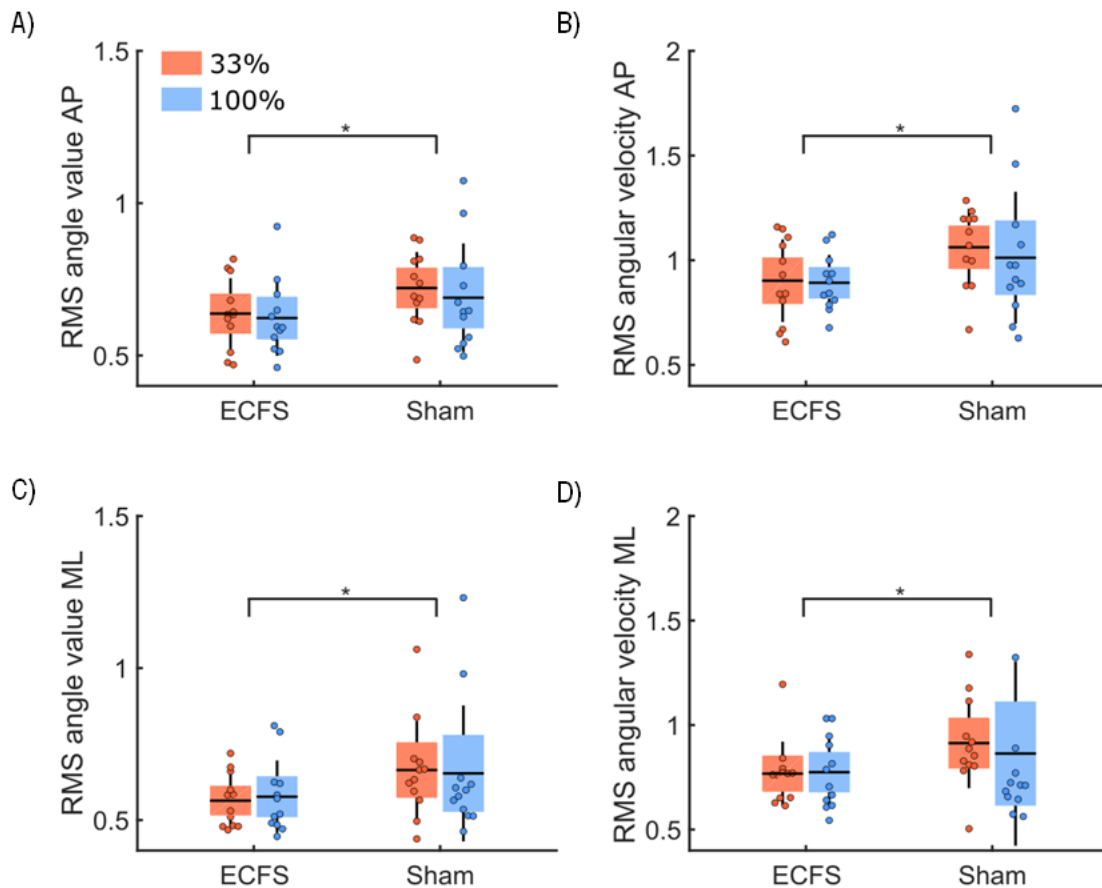


Figure 15. RMS values for body sway angle and angular velocity for both groups (33% and 100% feedback groups, red and blue boxes, respectively) for the control condition (ECFS) and the sham condition. Panels A and C depict the RMS values of the body sway angle along the AP and ML axes. Panel B and D show the RMS values of the body sway angular velocity along the AP and ML axes. The dots represent the mean results for each participant, horizontal lines depict the group's means, boxes represent the group's standard error of the mean, and vertical lines, one standard deviation. The asterisks (*) indicate a significant main effect of condition.

The analysis of the variability of the ground reaction forces between the control condition (ECFS) and the sham condition (Fig. 16) revealed larger RMS values in the sham condition (main effect of condition: $F(1,22) = 14.05$, $p = 0.001$). For both groups, larger variability was observed along the AP compared to the ML axes (main effect of direction: $F(1,22) = 33.73$, $p < 0.001$). There were no significant group difference (main effect of group: $F(1,22) = 1.27$, $p = 0.27$) and interaction between these factors ($p > 0.05$).

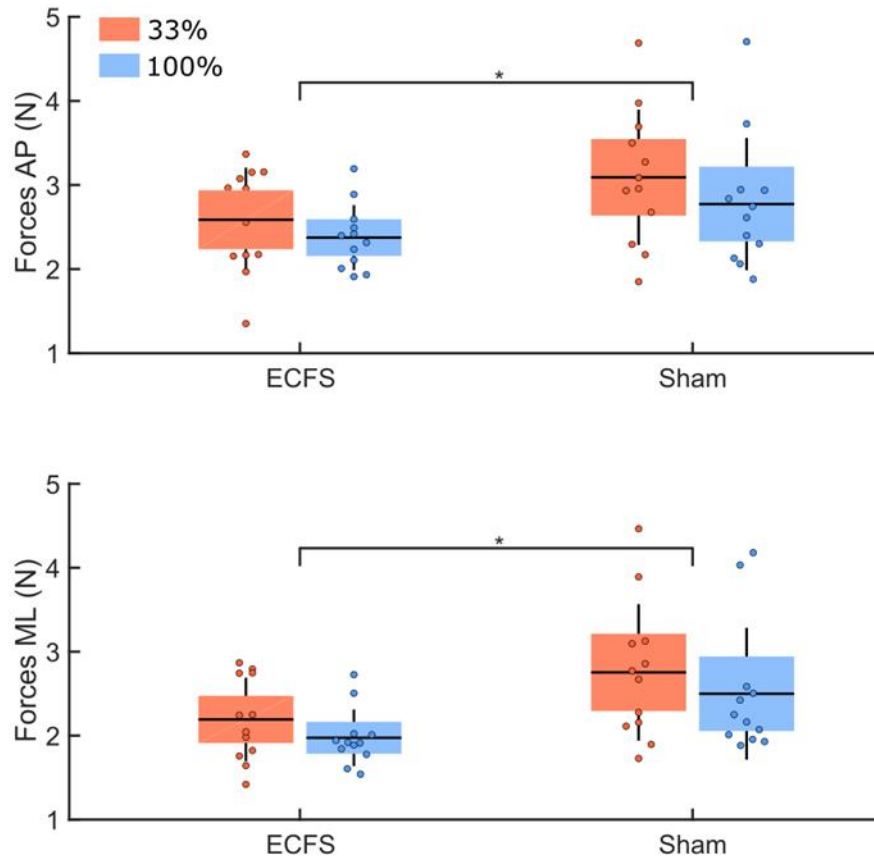


Figure 16. RMS values of the ground reaction forces along the AP (upper panel) and ML (lower panel) axes for both groups (33% and 100%, red and blue respectively). These data are for the control condition (ECFS) and the sham condition. The dots represent the mean results for each participant, horizontal lines depict the group's means, boxes represent the group's standard error of the mean, and vertical lines, one standard deviation. The asterisks (*) indicate a significant main effect of condition.

Results from the unpaired t-tests for the number and duration of tactile vibration (table 4) confirmed that the 100% feedback group received more vibration and the sum of the duration of these tactile vibrations was longer than the 33% feedback group for the sham condition.

Table 4. Group means (\pm standard deviation) and statistics (i.e., t and p values) for the number and duration of tactile vibrations for the sham condition.

| Group | 100% feedback | 33% feedback | t-value | p |
|----------------------------------|----------------------|---------------------|----------------|----------|
| <i>Number of vibrations</i> | 18.97 \pm 2.97 | 9.21 \pm 0.79 | t(22) = 10.97 | < 0.001 |
| <i>Duration of vibration (s)</i> | 15.38 \pm 2.21 | 7.67 \pm 1.12 | t(22) = 10.78 | < 0.001 |

2.5.6 Ellipse data

In addition to reporting the variability in the body sways and ground reaction forces, we calculated the average balance performance across the experimental condition by fitting an ellipse covering 85% of the body sway angle, angular velocity or ground reaction forces along the AP and ML axes. The results of the average balance response were like the RMS values. Consequently, we summarized these results (table 5 and 6). Overall, smaller body sway angle amplitude, increased body sway angular velocity and ground reaction forces were observed during the vibrotactile compared to the control conditions. Following vibrotactile feedback (i.e., post-vibrotactile condition), no change in the body sway angle and decreased body sway angular velocity and ground reaction forces were observed. Finally, when the vibrotactile feedback was unrelated to body sway direction (i.e., sham condition), compared to the control condition (i.e., ECFS), an increase in the surface of the ellipse covering the body sway angle, angular velocity and ground reaction forces was observed.

Table 5. Group means (\pm standard deviation) of the ellipse area covering body sway angle, body sway angular velocity, and ground reaction forces for all conditions.

| | | 100 % feedback | 33 % feedback |
|--|--|-------------------|--------------------|
| <i>Reference condition – EOHS (initial conditions)</i> | Angle ($^{\circ}$) ² | 0.50 \pm 0.17 | 0.44 \pm 0.12 |
| | Angular velocity ($^{\circ}$ /s) ² | 0.53 \pm 0.21 | 0.48 \pm 0.20 |
| | Forces (N) ² | 3.06 \pm 1.13 | 3.48 \pm 1.18 |
| <i>Reference condition – ECHS (initial conditions)</i> | Angle ($^{\circ}$) ² | 0.62 \pm 0.23 | 0.58 \pm 0.17 |
| | Angular velocity ($^{\circ}$ /s) ² | 0.82 \pm 0.33 | 0.78 \pm 0.32 |
| | Forces (N) ² | 5.28 \pm 2.52 | 7.04 \pm 3.18 |
| <i>Control condition – ECFS (initial conditions)</i> | Angle ($^{\circ}$) ² | 4.29 \pm 1.67 | 4.26 \pm 1.31 |
| | Angular velocity ($^{\circ}$ /s) ² | 8.45 \pm 2.81 | 8.46 \pm 3.29 |
| | Forces (N) ² | 57.22 \pm 20.00 | 71.57 \pm 30.28 |
| <i>Vibrotactile feedback condition</i> | Angle ($^{\circ}$) ² | 3.58 \pm 1.11 | 3.96 \pm 1.35 |
| | Angular velocity ($^{\circ}$ /s) ² | 8.85 \pm 3.95 | 10.10 \pm 4.59 |
| | Forces (N) ² | 79.36 \pm 26.16 | 91.45 \pm 35.61 |
| <i>Post-vibrotactile condition</i> | Angle ($^{\circ}$) ² | 4.00 \pm 1.98 | 4.04 \pm 1.40 |
| | Angular velocity ($^{\circ}$ /s) ² | 7.55 \pm 3.75 | 8.86 \pm 4.05 |
| | Forces (N) ² | 48.01 \pm 12.01 | 62.03 \pm 26.89 |
| <i>Sham condition</i> | Angle ($^{\circ}$) ² | 5.76 \pm 3.82 | 5.88 \pm 2.13 |
| | Angular velocity ($^{\circ}$ /s) ² | 12.34 \pm 12.29 | 12.01 \pm 3.56 |
| | Forces (N) ² | 89.78 \pm 59.01 | 109.59 \pm 61.38 |

Table 6. Statistics (i.e., p values), for the area of the ellipse covering the body sway angle, angular velocity, or ground reaction forces, for the main effect of Group, Condition and the interaction Group by Condition.

| Comparisons | Measures | Group | Condition | Interaction |
|---|------------------|-------|-----------|-------------|
| <i>EOHS vs EOFS vs ECFS (initial conditions)</i> | Angle | 0.85 | < 0.001* | 1.00 |
| | Angular velocity | 0.95 | < 0.001* | 1.00 |
| | Forces | 0.16 | < 0.001* | 0.19 |
| <i>Vibrotactile feedback vs control conditions</i> | Angle | 0.75 | 0.004* | 0.20 |
| | Angular velocity | 0.67 | 0.03* | 0.18 |
| | Forces | 0.23 | < 0.001* | 0.81 |
| <i>Post-vibrotactile vs vibrotactile conditions</i> | Angle | 0.65 | 0.15 | 0.21 |
| | Angular velocity | 0.34 | 0.001* | 0.44 |
| | Forces | 0.11 | < 0.001* | 0.51 |
| <i>Sham vs control conditions</i> | Angle | 0.95 | 0.046* | 0.92 |
| | Angular velocity | 0.94 | 0.047* | 0.92 |
| | Forces | 0.28 | 0.004* | 0.81 |

2.6 Discussion

Results from the current study revealed that balance control improvement was similar between the groups receiving frequent (i.e., 100% feedback group) and less frequent (i.e., 33% feedback group) vibrotactile feedback. For both groups, following vibrotactile feedback (post-vibration condition), improvement in balance control lasted. When vibrotactile feedback was unrelated to the direction of the body sways (sham condition), balance control of both groups worsened. The maintenance of balance control improvement during the post-vibrotactile feedback condition, and the worsened balance control during the sham condition confirmed that participants processed and implemented vibrotactile feedback. Contrary to our hypothesis, individuals with poor balance control, did not benefit more from vibrotactile feedback when sensory cues were altered. Overall, these results confirmed that less frequent vibrotactile feedback can improve balance control in healthy young adults. Less frequent vibrotactile feedback can be more beneficial as it likely implies less cognitive load. Nonetheless, this suggestion should be verified in individuals with altered balance control.

2.6.1 Control condition

To conduct this study, twenty-four healthy young adults were recruited and randomly assigned to either the 100% feedback or the 33% feedback groups. We compared the balance control of both groups to ensure that potential improvement in balance control, during the vibrotactile feedback condition, did not reflect group differences in baseline balance control. As expected for healthy young adults, we observed no group difference either in the absence of visual cues or when plantar sole mechanoreceptors and visual cues (condition ECFS) were simultaneously altered. Individuals with severe sensory loss benefit more from sensory augmentation than others with lesser sensory deficits (Wall & Kentala, 2005). Consequently, we expected that participants with poor balance control, would improve their balance more with vibrotactile feedback in the ECFS condition. This hypothesis was not confirmed. When altering the sensory cues, the range of body sway angle was small reducing the potential for balance control improvement with vibrotactile feedback. For healthy individuals, proper functioning of the sensorimotor loops ascertains detection and correction of larger body sways.

2.6.2 Quantity of vibrotactile feedback

Sensorimotor adaptation is an iterative correction of the motor commands based on movement errors (Shadmehr et al., 2010). Therefore, we reasoned that signaling large body sways more frequently should lead to a better mapping between the estimation of body sway kinematics and balance motor commands leading to improved balance control. Contrary to our hypothesis, the decrease in the variability of the body sway angle was similar for both groups during the vibrotactile feedback condition. An alternative hypothesis could be that too

frequent extrinsic feedback alters the processing of intrinsic body sway evoked sensory cues causing poor balance control (Salmoni et al., 1984). None of these hypotheses was supported by our results. To reduce the variability in body sway angle, the group with less frequent feedback (i.e., 33% feedback group) could occasionally rely on intrinsic body sway evoked sensory cues, while the 100% feedback group likely processed and implemented vibrotactile feedback. The current results, however, suggest that both groups combined vibrotactile feedback and body sway evoked sensory cues to improve balance control. If the 33% feedback group had relied solely on intrinsic feedback, their balance control would not have worsened in the sham condition. Thus, participants likely processed vibrotactile feedback. When no vibrotactile feedback was provided despite large body sways, reduction in body sway variability suggests that participants likely processed body sway evoked sensory cues to improve balance control. For the 100% feedback group, frequent vibrotactile feedback did not block the processing of body sway evoked sensory cues. Otherwise, balance control would have worsened in the post-vibration condition. Consequently, participants in the 100% feedback group likely mixed vibrotactile feedback and body sway evoked sensory cues to improve balance control. The absence of group difference in balance control improvement might suggest that the device provided the same amount of vibrotactile feedback to both groups. The 100% feedback group, compared to the 33% feedback group, received more vibrotactile feedback and the duration of these feedbacks was longer confirming the good functioning of the vibrotactile feedback device. The current results suggest that both groups could switch between intrinsic and extrinsic feedback to improve balance control despite sensory alteration. For individuals with functioning sensorimotor loops, body sway evoked sensory cues can compensate for the reduced quantity of vibrotactile feedback.

For both groups, improvement in balance control caused greater changes in the ground reaction forces. This observation confirmed that both groups altered their balance motor commands. Large or frequent changes in the balance motor commands, however, may cause muscular fatigue. The increase in the variability in the ground reaction forces was similar for both groups supporting the absence of group difference in the vibrotactile feedback condition. Although, participants in the 33% feedback group received less vibrotactile feedback, they likely processed body sway evoked sensory cues and implemented proper changes in their balance motor commands to reduce body sways. Overall, the increase in neuromuscular control during vibrotactile feedback should be considered when using vibrotactile feedback devices to improve the balance control of individuals with balance instability. Long-term use of vibrotactile feedback, however, might enhance sensorimotor control by promoting the weighting of less variable sensory cues and reducing balance motor commands variability (Boa et al., 2018; Sienko et al., 2018).

2.6.3 Post-vibrotactile feedback

Although providing feedback commonly improves performance, some studies reported performance decrement when feedback was removed. When feedback is too frequent, it can cause a dependency (Salmoni et al., 1984; Schmidt & Wulf, 1997), thus removing feedback sometimes impairs sensorimotor performance. Improvement in balance control, observed during the vibrotactile feedback, was maintained when feedback was turned off (post-vibration condition) only along the ML direction. Extrinsic feedback involves cognitive processes and sensorimotor reweighting mechanisms (Sienko et al., 2018). The brain can process vibrotactile feedback as an additional sensory cue and assign a large weight to this additional cue or to body sway evoked sensory cues. The lasting balance control improvement along the ML direction indicates that either volitional or non-volitional cognitive processes alerted the sensorimotor mechanisms about the larger than usual body sways along the frontal plane. When standing on a hard surface with normal stand width, body sways along the AP direction are larger than along the ML direction (Blaszczyk et al., 2014). In contrast to normal standing, standing on the foam surface without visual cues caused a larger than usual body sways along the frontal plane, evoking important sensory cues. This increase probes the sensorimotor mechanisms to closely control body sways along the frontal plane. Ballardini et al. (2020) reported lasting balance control improvement along the AP direction, for participants standing on a stable hard surface in the absence of visual cues. In their study, however, vibrotactile feedback was provided only in the AP direction. The vibrotactile feedback may be beneficial only when the sensorimotor loops are functioning since, in individuals with vestibular dysfunction, balance control improvement disappeared rapidly when vibrotactile feedback was removed (Kingma et al., 2019). Proper functioning of the sensorimotor loops likely enhances the interplay between intrinsic and extrinsic feedbacks.

Contrary to the vibrotactile feedback condition, the decrease in the ground reaction forces variability suggests that participants generated less corrective torque as the body sway evoked sensory cues. Such reduction in the changes of balance motor commands was reported in individuals with bilateral vestibular loss standing on a compliant surface in the absence of visual cues. Providing auditory and vibrotactile feedback led these individuals to decrease muscle activity (Allum & Honegger, 2017). Consequently, long-term training with vibrotactile feedback may enhance the mapping between the perception of body sway kinematics and the sensorimotor mechanisms leading to an efficient association between body sways and balance motor commands.

2.6.4 Sham vibrotactile feedback

In accordance with the study of Ballardini et al. (2020), when vibrotactile feedback was unrelated to body sway directions (sham condition), we observed an increase in the variability of body sway angle, velocity, and ground

reaction forces. This observation suggests that participants processed and implemented vibrotactile feedback rather than increasing alertness. When asked whether they observed a change in the relationship between the vibrotactile feedback and their body sways, only one participant indicated that feedback was unrelated to body sway directions. Therefore, vibrotactile feedback may have enhanced the sensory reweighting mechanism by selecting sensory cues with less variance rather than using a volitional cognitive strategy. Non-volitional cognitive strategy can direct attention to body sway evoked sensory cues, strengthening the mapping between body sway detection and the balance motor commands.

2.6.5 Limitations

Only quiet standing balance task was evaluated in our study. Results may be different during a dynamic task such as walking. A greater proportion of falls occurs when walking (Menz et al., 2003). Therefore, future research should verify whether less frequently vibrotactile feedback could improve balance control during walking. Instead of providing feedback related to body sway angle, feedback would be delivered according to trunk angular velocity along the frontal plane, as this is an indicator of dynamic balance during walking (Allum et al., 2001; Gill et al., 2001; Janssen et al., 2009).

The current device delivered vibrotactile feedback on four torso locations. More vibration motors covering additional body sway directions and different vibration intensities according to the amplitude or velocity of body sway may lead to better balance control improvement (Sienko et al., 2008 and 2012). Nonetheless, the vibrotactile device and current experimental protocol were designed to minimize cognitive load. Previous studies reported a decreased performance in a secondary cognitive task (i.e., longer reaction time) while vibrotactile feedback was provided (Lin et al. 2015, 2018; Haggerty et al. 2012). Furthermore, the decrement in the cognitive task was more important for healthy older adults and adults with vestibular dysfunction than healthy adults. Therefore, it is crucial to provide feedback that improves balance control without loading the cognitive processes.

In the current study, participants performed the sham condition after the vibrotactile feedback condition. Thus, participants expected vibrotactile feedback related to body sways direction and amplitude. During the sham condition, participants necessarily used vibrotactile feedback as suggested by the decreased performance. Consequently, performing the vibrotactile feedback condition prior to the sham condition may have worsened balance control in the sham condition. We elected to add a sham condition to assess whether vibrotactile feedback could be processed and implemented to improve balance control. Without the sham condition, the question could not be answered.

During the vibrotactile condition, the amplitude of neuromuscular control increased, potentially inducing muscle fatigue. For healthy young adults, however, we observed a reduction in the variability of the ground reaction forces when the feedback was turned off. Future studies need to evaluate if long-term use of less frequent vibrotactile feedback improves balance control in populations with balance control impairment without causing large changes in the balance motor commands. In the current study, healthy young adults stood on a foam surface with their eyes closed. This unusual condition likely required an increase in neuromuscular control.

2.7 Conclusion

This study compared two quantities of vibrotactile feedback on the balance control of young healthy adults when the reliability of somatosensory and visual cues was reduced. The results suggest that less frequent vibrotactile feedback effectively improves balance control. Although we did not assess cognitive performance, less vibrotactile feedback likely reduces cognitive load. The worsening of balance control when vibrotactile feedback was unrelated to body sway direction suggests that participants processed and implemented vibrotactile feedback. Future studies should assess if vibrotactile feedback, provided at specific times during dynamic readaptation exercises, could improve balance control. This could translate into reducing the risk of falling and enhancing the quality of life of individuals with balance control disorders.

2.8 Data availability statement

The data that support the findings of this study are available on reasonable request from the corresponding author. The data are not publicly available due to privacy or ethical restrictions.

2.9 Declaration of Competing Interest

The authors declare that they have no known competing financial interests or personal relationships that could have appeared to influence the work reported in this paper.

2.10 Author contributions

NA, KT and MS: conception and design of research; NA and ZM: performed the experiments; NA, JPC, and MS: analyses data and prepared the figures; NA and MS: drafted the manuscript; all the authors edited, revised and approved the final version of the manuscript.

2.11 Funding

This research was supported in part by grants from Natural Sciences and Engineering Resesarch Council of Canada to Prof. M. Simoneau (grant #04068).

2.12 References

- Allum, J. H., Adkin, A. L., Carpenter, M. G., Held-Ziolkowska, M., Honegger, F., & Pierchala, K. (2001). Trunk sway measures of postural stability during clinical balance tests: effects of a unilateral vestibular deficit. *Gait Posture*, 14(3), 227-237. [https://doi.org/10.1016/s0966-6362\(01\)00132-1](https://doi.org/10.1016/s0966-6362(01)00132-1)
- Allum, J. H., & Honegger, F. (2017). Vibro-tactile and auditory balance biofeedback changes muscle activity patterns: Possible implications for vestibular implants. *J Vestib Res*, 27(1), 77–87. <https://doi.org/10.3233/VES-170601>
- Ballardini, G., Florio, V., Canessa, A., Carlini, G., Morasso, P., & Casadio, M. (2020). Vibrotactile Feedback for Improving Standing Balance. *Front Bioeng Biotechnol*, 8, 94. <https://doi.org/10.3389/fbioe.2020.00094>
- Bao, T., Carender, W. J., Kinnaird, C., Barone, V. J., Peethambaran, G., Whitney, S. L., . . . Sienko, K. H. (2018). Effects of long-term balance training with vibrotactile sensory augmentation among community-dwelling healthy older adults: a randomized preliminary study. *J Neuroeng Rehabil*, 15(1), 5. <https://doi.org/10.1186/s12984-017-0339-6>
- Bechly, K. E., Carender, W. J., Myles, J. D., & Sienko, K. H. (2013). Determining the preferred modality for real-time biofeedback during balance training. *Gait Posture*, 37(3), 391-396. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2012.08.007>
- Błaszczuk, J. W., Beck, M., & Sadowska, D. (2014). Assessment of postural stability in young healthy subjects based on directional features of posturographic data: vision and gender effects. *Acta Neurobiol Exp*, 74(4), 433-442.

- Chiari, L., Dozza, M., Cappello, A., Horak, F. B., Macellari, V., & Giansanti, D. (2005). Audio-biofeedback for balance improvement: an accelerometry-based system. *IEEE Trans Biomed Eng*, 52(12), 2108-2111. <https://doi.org/10.1109/TBME.2005.857673>
- Cholewiak, R. W., Brill, J. C., & Schwab, A. (2004). Vibrotactile localization on the abdomen: effects of place and space. *Percept Psychophys*, 66(6), 970-987. <https://doi.org/10.3758/bf03194989>
- Couture, E., & Simoneau, M. (2014). Estimate of body motion during voluntary body sway movements. *Gait Posture*, 39(1), 70-74.
- Cyr, J. P., Anctil, N., & Simoneau, M. (2019). Balance control mechanisms do not benefit from successive stimulation of different sensory systems. *PLoS One*, 14(12), e0226216.
- Dozza, M., Chiari, L., Chan, B., Rocchi, L., Horak, F. B., & Cappello, A. (2005). Influence of a portable audio-biofeedback device on structural properties of postural sway. *J Neuroeng Rehabil*, 2, 13. <https://doi.org/10.1186/1743-0003-2-13>
- Dozza, M., Chiari, L., Hlavacka, F., Cappello, A., & Horak, F. B. (2006). Effects of linear versus sigmoid coding of visual or audio biofeedback for the control of upright stance. *IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng*, 14(4), 505-512. <https://doi.org/10.1109/TNSRE.2006.886732>
- Dozza, M., Chiari, L., & Horak, F. B. (2005). Audio-biofeedback improves balance in patients with bilateral vestibular loss. *Arch Phys Med Rehabil*, 86(7), 1401-1403.
- Dozza, M., Horak, F. B., & Chiari, L. (2007). Auditory biofeedback substitutes for loss of sensory information in maintaining stance. *Exp Brain Res*, 178(1), 37-48. <https://doi.org/10.1007/s00221-006-0709-y>
- Fitzpatrick, R., & McCloskey, D. I. (1994). Proprioceptive, visual and vestibular thresholds for the perception of sway during standing in humans. *J Physiol*, 478 (Pt 1), 173-186. <https://doi.org/10.1113/jphysiol.1994.sp020240>
- Giansanti, D., Dozza, M., Chiari, L., Maccioni, G., & Cappello, A. (2009). Energetic assessment of trunk postural modifications induced by a wearable audio-biofeedback system. *Med Eng Phys*, 31(1), 48-54. <https://doi.org/10.1016/j.medengphy.2008.04.004>
- Gill, J., Allum, J. H., Carpenter, M. G., Held-Ziolkowska, M., Adkin, A. L., Honegger, F., & Pierchala, K. (2001). Trunk sway measures of postural stability during clinical balance tests: effects of age. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci*, 56(7), M438-447. <https://doi.org/10.1093/gerona/56.7.m438>

- Goebel, J. A., Sinks, B. C., Parker, B. E., Richardson, N. T., Olowin, A. B., & Cholewiak, R. W. (2009). Effectiveness of head-mounted vibrotactile stimulation in subjects with bilateral vestibular loss: a phase 1 clinical trial. *Otol Neurotol*, 30(2), 210-216. <https://doi.org/10.1097/MAO.0b013e318194f84d>
- Haggerty, S., Jiang, L. T., Galecki, A., & Sienko, K. H. (2012). Effects of biofeedback on secondary-task response time and postural stability in older adults. *Gait Posture*, 35(4), 523-528. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2011.10.359>
- Halická, Z., Lobotková, J., Bučková, K., & Hlavačka, F. (2014). Effectiveness of different visual biofeedback signals for human balance improvement. *Gait Posture*, 39(1), 410-414. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2013.08.005>
- Horak, F. B. (2006). Postural orientation and equilibrium: what do we need to know about neural control of balance to prevent falls? *Age Ageing*, 35 Suppl 2, ii7-ii11. <https://doi.org/10.1093/ageing/af077>
- Janssen, L. J., Verhoeff, L. L., Horlings, C. G., & Allum, J. H. (2009). Directional effects of biofeedback on trunk sway during gait tasks in healthy young subjects. *Gait Posture*, 29, 575-581. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2008.12.009>
- Kentala, E., Vivas, J., & Wall, C. (2003). Reduction of postural sway by use of a vibrotactile balance prosthesis prototype in subjects with vestibular deficits. *Ann Otol Rhinol Laryngol*, 112(5), 404-409. <https://doi.org/10.1177/000348940311200503>
- Kingma, H., Felipe, L., Gerards, M. C., Gerits, P., Guinand, N., Perez-Fornos, A., . . . van de Berg, R. (2019). Vibrotactile feedback improves balance and mobility in patients with severe bilateral vestibular loss. *J Neurol*, 266(Suppl 1), 19-26. <https://doi.org/10.1007/s00415-018-9133-z>
- Krause, D., Agethen, M., & Zobe, C. (2018). Error feedback frequency affects automaticity but not accuracy and consistency after extensive motor skill practice. *J Mot Behav*, 50(2), 144-154. <https://doi.org/10.1080/00222895.2017.1327406>
- Kuo, A. D. (1995). An optimal control model for analyzing human postural balance. *IEEE Trans Biomed Eng*, 42(1), 87-101. <https://doi.org/10.1109/10.362914>
- Lin, C. C., Whitney, S. L., Loughlin, P. J., Furman, J. M., Redfern, M. S., Sienko, K. H., & Sparto, P. J. (2015). The effect of age on postural and cognitive task performance while using vibrotactile feedback. *J Neurophysiol*, 113(7), 2127-2136. <https://doi.org/10.1152/jn.00083.2014>

- Lin, C. C., Whitney, S. L., Loughlin, P. J., Furman, J. M., Redfern, M. S., Sienko, K. H., & Sparto, P. J. (2018). The Use of Vibrotactile Feedback During Dual-Task Standing Balance Conditions in People With Unilateral Vestibular Hypofunction. *Otol Neurotol*, 39(5), e349-e356. <https://doi.org/10.1097/MAO.0000000000001764>
- McKinney, Z., Heberer, K., Fowler, E., Greenberg, M., Nowroozi, B., & Grundfest, W. (2014). Initial biomechanical evaluation of wearable tactile feedback system for gait rehabilitation in peripheral neuropathy. *Stud Health Technol Inform*, 196, 271-277.
- Melzer, I., Benjuya, N., & Kaplanski, J. (2004). Postural stability in the elderly: a comparison between fallers and non-fallers. *Age Ageing*, 33(6), 602-607. <https://doi.org/10.1093/ageing/afh218>
- Menz, H. B., Lord, S. R., & Fitzpatrick, R. C. (2003). Age-related differences in walking stability. *Age Ageing*, 32(2), 137-142. <https://doi.org/10.1093/ageing/32.2.137>
- Peterka, R. J. (2002). Sensorimotor integration in human postural control. *J Neurophysiol*, 88(3), 1097-1118. <https://doi.org/10.1152/jn.2002.88.3.1097>
- Salmoni, A. W., Schmidt, R. A., & Walter, C.B. (1984). Knowledge of results and motor learning: a review and critical reappraisal. *Psychol Bull*, 95(3), 355-386.
- Schmidt, R. A., & Wulf, G. (1997). Continuous concurrent feedback degrades skill learning: implications for training and simulation. *Hum Factors*, 39(4), 509-525.
- Shadmehr, R., Smith, M. A., & Krakauer, J. W. (2010). Error correction, sensory prediction, and adaptation in motor control. *Annu Rev Neurosci*, 33, 89-108.
- Sienko, K. H., Balkwill, M. D., Oddsson, L. I., & Wall, C. (2008). Effects of multi-directional vibrotactile feedback on vestibular-deficient postural performance during continuous multi-directional support surface perturbations. *J Vestib Res*, 18(5-6), 273-285.
- Sienko, K. H., Balkwill, M. D., & Wall, C. (2012). Biofeedback improves postural control recovery from multi-axis discrete perturbations. *J Neuroeng Rehabil*, 9, 53. <https://doi.org/10.1186/1743-0003-9-53>
- Sienko, K. H., Seidler, R. D., Carender, W. J., Goodworth, A. D., Whitney, S. L., & Peterka, R. J. (2018). Potential Mechanisms of Sensory Augmentation Systems on Human Balance Control. *Front Neurol*, 9, 944. <https://doi.org/10.3389/fneur.2018.00944>

- Simoneau, G. G., Ulbrecht, J. S., Derr, J. A., & Cavanaugh, P. R. (1995). Role of somatosensory input in the control of human posture. *Gait Posture*, 3(3), 115-122.
- Tyler, M., Danilov, Y., & Bach-Y-Rita, P. (2003). Closing an open-loop control system: vestibular substitution through the tongue. *J Integr Neurosci*, 2(2), 159-164. <https://doi.org/10.1142/s0219635203000263>
- Van Erp, J. (2005). Presenting directions with a vibrotactile torso display. *Ergonomics*, 48(3), 302-313. <https://doi.org/10.1080/0014013042000327670>
- Wall, C., & Kentala, E. (2005). Control of sway using vibrotactile feedback of body tilt in patients with moderate and severe postural control deficits. *J Vestib Res*, 15(5-6), 313-325.
- Wall, C., Weinberg, M. S., Schmidt, P. B., & Krebs, D. E. (2001). Balance prosthesis based on micromechanical sensors using vibrotactile feedback of tilt. *IEEE Trans Biomed Eng*, 48(10), 1153-1161. <https://doi.org/10.1109/10.951518>
- Xu, I., Laurendeau, S., Teasdale, N., & Simoneau, M. (2017). Change in the natural head-neck orientation momentarily altered sensorimotor control during sensory transition. *Gait Posture*, 53, 80-85.

Chapitre 3 Discussion générale

Le premier objectif de l'étude de ce mémoire était d'évaluer l'effet de différentes quantités d'AS vibrotactile sur le contrôle postural debout chez des jeunes adultes sans problème de santé, alors que la qualité des informations somatosensorielles et visuelles était altérée dans certaines conditions. Les objectifs secondaires étaient : 1) d'évaluer si les effets de l'AS sur le contrôle postural perduraient dans le temps à la suite de l'arrêt des rétroactions vibrotactiles et, 2) d'étudier si l'effet des rétroactions vibrotactiles incohérentes avec la direction des oscillations du tronc nuisaient au contrôle postural. L'étude suggère trois résultats : l'amélioration similaire du contrôle postural peu importe la quantité d'AS (33 % ou 100 %), le maintien dans le temps de cette amélioration à la suite de l'arrêt de l'AS et la détérioration du contrôle postural lorsque l'AS était incohérente avec la direction des oscillations posturales. Les deux derniers résultats appuient l'hypothèse que l'AS est intégrée par le système nerveux. Les résultats confirment qu'une moins grande quantité d'AS peut améliorer le contrôle postural chez de jeunes adultes en santé. En plus, cette moins grande quantité d'AS peut être plus bénéfique puisqu'elle limite la charge cognitive liée à son utilisation. Cette dernière suggestion devrait être vérifiée chez des populations avec problèmes d'équilibre.

3.1 Sommaire des résultats et discussion

Les résultats principaux de cette étude montrent que le système d'AS, développé par notre équipe, diminue l'amplitude des oscillations du tronc. Cette diminution est similaire que les participants reçoivent des rétroactions à 100 % ou à 33 % des occasions lorsque les oscillations posturales sortent de la zone de stabilité personnalisée. Toutefois, l'utilisation du système d'AS cause une augmentation de la dynamique posturale (vitesse angulaire) et de l'effort neuromusculaire nécessaire au contrôle des oscillations posturales (variation des forces appliquées au sol). Cette dernière augmentation de l'amplitude du contrôle neuromusculaire pourrait, à long-terme, causer de la fatigue musculaire. Bien que notre système d'AS montre des effets bénéfiques sur le contrôle postural, les résultats sont différents de l'hypothèse proposée. Il est suggéré dans la littérature que plus il y a d'informations fournies sur les mouvements du corps, plus les corrections posturales peuvent être fréquentes (Sienko et al., 2018). Cela devrait se refléter par un meilleur contrôle postural chez le groupe 100 %, alors que ces participants n'ont pas amélioré davantage leur contrôle postural comparativement au groupe 33 %. Toutefois, Bechly et al. (2013) montrent pour l'AS visuelle que le contrôle postural est meilleur lorsque les rétroactions sont continues plutôt que discontinues chez des adultes avec une dysfonction vestibulaire, alors que les rétroactions continues et discontinues ont des effets similaires sur le contrôle postural chez de jeunes adultes en santé. Une quantité moindre de rétroactions visuelles suffisait aux participants en santé pour optimiser leur contrôle postural. Puisque nos participants n'avaient aucun problème de santé, l'effet de plafond

pourrait expliquer pourquoi le groupe 100 % n'a pas tiré davantage de bénéfices que le groupe 33 % avec notre système d'AS. Des résultats différents pourraient être obtenus chez une population avec problème d'équilibre, comme la dysfonction vestibulaire ou la neuropathie périphérique.

Contrairement à l'hypothèse, les résultats secondaires montrent que la diminution de l'amplitude des oscillations posturales du tronc avec l'AS perdure à court terme uniquement dans l'axe ML (condition rétention). Une rétention dans les deux axes, AP et ML, supporterait pleinement l'hypothèse que des mécanismes cognitifs sont impliqués dans le contrôle postural afin d'intégrer les informations vibrotactiles. La rétention pourrait alors provenir de l'augmentation du poids associé aux informations sensorielles naturelles qui sont corrélées avec les informations additionnelles reçues grâce au système d'AS (Sienko et al., 2017 et 2018). Étonnamment, la rétention n'a pas été observée dans les deux axes. Il est possible que les effets bénéfiques de l'AS perdurent uniquement dans l'axe ML puisque c'est dans cet axe que l'équilibre était le plus détérioré lors de la condition contrôle (debout les yeux fermés sur une surface mousse). Ces résultats de la condition rétention sont différents de ceux rapportés par Ballardini et al. (2020) chez de jeunes adultes en santé. Les auteurs suggèrent que les améliorations du contrôle postural, lors de l'utilisation de leur système d'AS vibrotactile, perdurent 50 secondes selon l'axe AP. Il est à noter que les rétroactions au tronc étaient seulement fournies selon l'axe AP. D'autre part, Kingma et al. (2019) rapportent dans leur étude pilote que les bienfaits de l'AS disparaissent presque immédiatement à la suite de l'arrêt des rétroactions vibrotactile chez des adultes avec une dysfonction vestibulaire.

La détérioration du contrôle postural, lorsque l'AS était incohérente avec la direction des oscillations posturales, suggère que les participants utilisaient les rétroactions vibrotactiles pour améliorer leur contrôle postural. Ce résultat supporte l'hypothèse que les rétroactions vibrotactiles renseignent sur la direction des oscillations posturales et permettent d'ajuster les commandes posturo-cinétiques. La stabilité posturale est ainsi améliorée grâce aux rétroactions congruentes avec la direction des oscillations posturales. Les effets bénéfiques du système d'AS ne sont donc pas un simple effet de rappel, soit un mécanisme rappelant aux participants de porter attention à la tâche de stabilité posturale. Des résultats similaires de détérioration du contrôle postural dans le plan frontal ont été rapportés dans l'étude de Ballardini et al. (2020), alors que les rétroactions vibrotactiles erronées étaient fournies uniquement dans l'axe AP chez des adultes sans problème de santé. D'autre part, Sienko et al. (2012) montrent une détérioration initiale de la stabilité posturale, lorsque les rétroactions vibrotactiles dans les axes AP et ML sont erronées chez des adultes ayant une dysfonction vestibulaire. Après plusieurs essais, le contrôle postural s'améliorait. Les participants, de cette étude, ont rapporté avoir détecté que les rétroactions étaient erronées. Ainsi, ils ont ignoré les rétroactions après quelques essais. Les résultats de ce mémoire suggèrent plutôt que la détérioration du contrôle postural perdure au fil des

essais. Cette observation peut s'expliquer par le fait que les participants, de notre étude, n'ont pas détecté que les rétroactions vibrotactiles étaient incohérentes avec la direction des oscillations posturales.

3.2 Forces et limitations

Les résultats de ce projet sont novateurs puisqu'ils suggèrent qu'un système d'AS sensorielle vibrotactile au tronc synchronisé avec l'angle du tronc, et comprenant une moindre quantité de rétroactions, est efficace pour améliorer la stabilité posturale debout chez de jeunes adultes en santé. De plus, le système d'AS sensorielle vibrotactile a été conçu pour limiter la charge cognitive reliée à son utilisation. En effet, notre système d'AS n'est composé que de quatre moteurs vibreurs. Qu'un seul moteur vibreur ne peut être activé à la fois. Le système comprend une zone de stabilité dans laquelle aucun moteur vibreur n'est activé. Un moteur est activé à chaque occasion ou à une occasion sur trois que les oscillations sortent de la zone de stabilité. Cette conception simplifiée est importante pour réduire le coût attentionnel. En effet, Lin et al. (2015 et 2018) ont montré que le temps de réaction augmente lorsqu'on réalise une tâche cognitive simultanément à l'utilisation d'un système d'AS. Cette augmentation de la charge cognitive est plus marquée chez des personnes âgées et chez des adultes avec une lésion vestibulaire unilatérale. Ainsi, une moindre quantité de rétroactions sensorielles réduirait la charge cognitive et serait mieux adaptée à la vie quotidienne des personnes âgées ou avec des atteintes sensorielles.

Les limites de ce projet de recherche concernent le protocole expérimental et la conception de notre système d'AS. Premièrement, tous les participants ont réalisé les essais d'AS durant lesquels les rétroactions vibrotactiles informaient correctement sur la direction des oscillations du tronc (condition rétroaction vibrotactile : logique) avant les essais d'AS comportant des rétroactions vibrotactiles erronées (condition sham : incohérent). Afin d'évaluer l'effet d'un système d'AS incohérente sans biais provenant de l'apprentissage préalable du système d'AS logique, l'ordre de ces deux blocs aurait pu être randomisé ou un autre groupe de participants aurait pu réaliser uniquement le bloc d'AS incohérente. Cependant, le but de la condition sham n'était pas d'évaluer son effet direct sur le contrôle postural, mais plutôt de valider que les participants utilisaient les rétroactions vibrotactiles pour ajuster leur contrôle postural. Deuxièmement, notre système d'AS pourrait causer de la fatigue musculaire puisqu'il provoque une augmentation de l'effort neuromusculaire chez les jeunes adultes en santé. Cette fatigue musculaire pourrait être plus prononcée chez des populations avec un problème de santé et ainsi réduire l'effet bénéfique recherché par l'utilisation d'un tel système sur le contrôle postural. Il est à noter que la tâche posturale debout les yeux fermés sur tapis mousse peut avoir contribué à accentuer l'effort neuromusculaire. Cette tâche a été sélectionnée pour augmenter le déséquilibre postural des jeunes adultes en santé et ainsi leur fournir un potentiel d'amélioration. Chez des populations avec problème d'équilibre, une tâche posturale debout simple, yeux ouverts sur une surface dure, serait plus appropriée limitant possiblement la fatigue musculaire. De futures études seront nécessaires pour évaluer si notre système d'AS procure les mêmes

bénéfiques lors de la tâche de posture simple chez des populations avec problème d'équilibre. Troisièmement, notre système d'AS n'informe pas les participants de façon précise sur leurs déséquilibres. Il est connu que les déséquilibres ne sont pas spécifiques à un axe et que le risque de chute est accentué plus les déséquilibres sont importants. Toutefois, notre système d'AS est composé uniquement de quatre moteurs vibreurs et un seul ne peut être activé à la fois et à une intensité fixe. Notre système d'AS aurait pu comprendre plus de vibreurs pour couvrir plus de directions et offrir différents niveaux de vibration afin d'alerter sur l'ampleur des oscillations posturales (Sienko et al., 2008 et Sienko et al., 2012). Dans l'optique de diminuer la charge cognitive reliée à l'utilisation du système d'AS, et ainsi faciliter son utilisation chez des populations avec problème de santé, un système simplifié a été favorisé. Également, Sienko et al. (2008) suggèrent qu'un système d'AS vibrotactile à 4 colonnes est aussi efficace qu'un système à 16 colonnes pour diminuer les oscillations posturales debout chez des individus avec une dysfonction vestibulaire. Finalement, notre système d'AS ne peut être utilisé lorsqu'une personne est en mouvement puisqu'il n'est pas portatif. Des fils relient les moteurs vibreurs et la centrale inertielle au microcontrôleur et un fil relie le microcontrôleur à l'ordinateur. Sachant que le risque de chute est prédominant lors de la locomotion comparativement à lors de la posture debout (Menz et al., 2003), il serait préférable de développer un système portatif et d'inclure une mesure dynamique au système. Sachant également que la vitesse angulaire du tronc est un prédicteur de stabilité (Gill et al., 2001; Allum et al., 2001), il serait intéressant de synchroniser les vibrations au tronc avec le paramètre de vitesse angulaire du tronc dans l'axe ML au lieu du paramètre d'angle du tronc mesuré à l'aide des accélérations linéaires du tronc.

3.3 Perspectives

Les prochaines étapes pour faire suite à ce projet seraient d'évaluer les effets de notre système d'AS chez des populations avec un problème d'équilibre comme des adultes ayant une neuropathie périphérique. Si les résultats montrent une amélioration du contrôle postural, des études longitudinales pourraient être entreprises. Par exemple, des études vérifiant les effets à long terme d'exercices d'équilibre ou de réadaptation avec l'utilisation de notre système d'AS pourraient être effectuées. Par la suite, un système portatif pourrait être développé et utilisé en milieu clinique. Il est plus réaliste d'utiliser l'AS lors de courtes périodes, comme lors de séances de réadaptation des mécanismes posturaux-cinétiques, que d'utiliser l'AS en continu dans la vie de tous les jours. Cette suggestion vient du fait que nous présumons que le traitement des afférences tactiles requière de l'attention ce qui lors des activités quotidiennes pourrait nuire à la performance de celles-ci. Dans un autre ordre d'idées, un système d'AS vibrotactile au tronc pourrait être conçu pour la tâche de locomotion et ensuite suivre les mêmes étapes de développement. Améliorer le contrôle postural en posture debout et à la locomotion permettrait de diminuer le risque de chute, de favoriser un mode de vie plus actif, d'améliorer la qualité de vie et de diminuer le risque de mortalité précoce chez des populations avec un problème d'équilibre.

Conclusion

Les systèmes d'AS sont à ce jour très variés et utilisés, à ma connaissance, uniquement en laboratoires. Bien que toutes les études à ce sujet montrent des bénéfices sur le contrôle postural en position debout, certaines études suggèrent une augmentation de la charge cognitive réduisant la performance aux tâches secondaires (Haggerty et al., 2012; Lin et al., 2015; Lin et al., 2018). Le but de ce projet était d'évaluer l'effet de différentes quantités d'AS vibrotactile et d'évaluer si l'amélioration du contrôle postural, à la suite de l'arrêt des rétroactions vibrotactiles, perdurait dans le temps chez de jeunes adultes en santé. Les résultats suggèrent que des rétroactions vibrotactiles au tronc fournies à 33 % ou à 100 % des occasions lorsqu'il y a un déséquilibre améliorent le contrôle postural de façon similaire. Il y a aussi présence d'une rétention partielle de ces effets à court terme à la suite de l'arrêt des rétroactions. Ce projet est novateur et gagnerait à être poursuivi pour confirmer l'amélioration du contrôle postural chez des populations avec un problème d'équilibre. Un tel système pourrait être introduit en milieu clinique afin d'accélérer la réadaptation chez des populations fragilisées et ainsi réduire leur risque de chute et améliorer leur qualité de vie.

Bibliographie

- Aimonetti, J. M., Hospod, V., Roll, J. P., & Ribot-Ciscar, E. (2007). Cutaneous afferents provide a neuronal population vector that encodes the orientation of human ankle movements. *J Physiol*, 580(Pt. 2), 649-658. <https://doi.org/10.1113/jphysiol.2006.123075>
- Allard, P., Dalleau, G., Begon, M., & Blanchi, J. P. (2011). Analyse du mouvement humain par la biomécanique. Fides éducation.
- Allum, J. H., Adkin, A. L., Carpenter, M. G., Held-Ziolkowska, M., Honegger, F., & Pierchala, K. (2001). Trunk sway measures of postural stability during clinical balance tests: effects of a unilateral vestibular deficit. *Gait Posture*, 14(3), 227-237. [https://doi.org/10.1016/s0966-6362\(01\)00132-1](https://doi.org/10.1016/s0966-6362(01)00132-1)
- Asseman, F., Bronstein, A. M., & Gresty, M. A. (2007). Using vibrotactile feedback of instability to trigger a forward compensatory stepping response. *J Neurol*, 254(11), 1555-1561. <https://doi.org/10.1007/s00415-007-0587-7>
- Ballardini, G., Florio, V., Canessa, A., Carlini, G., Morasso, P., & Casadio, M. (2020). Vibrotactile Feedback for Improving Standing Balance. *Front Bioeng Biotechnol*, 8, 94. <https://doi.org/10.3389/fbioe.2020.00094>
- Bechly, K. E., Carender, W. J., Myles, J. D., & Sienko, K. H. (2013). Determining the preferred modality for real-time biofeedback during balance training. *Gait Posture*, 37(3), 391-396. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2012.08.007>
- Billot, M., Handrigan, G. A., Simoneau, M., Corbeil, P., & Teasdale, N. (2013). Short term alteration of balance control after a reduction of plantar mechanoreceptor sensation through cooling. *Neurosci Lett*, 535, 40-44. <https://doi.org/10.1016/j.neulet.2012.11.022>
- Black, A. A., Wood, J. M., Lovie-Kitchin, J. E., & Newman, B. M. (2008). Visual impairment and postural sway among older adults with glaucoma. *Optom Vis Sci*, 85(6), 489-497. <https://doi.org/10.1097/OPX.0b013e31817882db>
- Campos, J., Ramkhalawansingh, R., & Pichora-Fuller, M. K. (2018). Hearing, self-motion perception, mobility, and aging. *Hear Res*, 369, 42-55. <https://doi.org/10.1016/j.heares.2018.03.025>
- 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>
- Chiari, L., Dozza, M., Cappello, A., Horak, F. B., Macellari, V., & Giansanti, D. (2005). Audio-biofeedback for balance improvement: an accelerometry-based system. *IEEE Trans Biomed Eng*, 52(12), 2108-2111. <https://doi.org/10.1109/TBME.2005.857673>
- Chittrakul, J., Siviroj, P., Sungkarat, S., & Sapbamrer, R. (2020). Multi-system physical exercise intervention for fall prevention and quality of life in pre-frail older adults: a randomized controlled trial. *Int J Environ Res Public Health*, 17(9), 3102. <https://doi.org/10.3390/ijerph17093102>
- Cholewiak, R. W., Brill, J. C., & Schwab, A. (2004). Vibrotactile localization on the abdomen: effects of place and space. *Percept Psychophys*, 66(6), 970-987. <https://doi.org/10.3758/bf03194989>
- Coburn, J. W., & Malek, M. H. (2012). NSCA's Essentials of Personal Training 2nd Edition. Human Kinetics.

- Collado-Mateo, D., Lavín-Pérez, A. M., Peñacoba, C., Del Coso, J., Leyton-Román, M., Luque-Casado, A., ... & Amado-Alonso, D. (2021). Key factors associated with adherence to physical exercise in patients with chronic diseases and older adults: An umbrella review. *Int J Environ Res Public Health*, 18(4), 2023. <https://doi.org/10.3390/ijerph18042023>
- 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. *Exp Brain Res*, 95(2), 308-318. <https://doi.org/10.1007/BF00229788>
- Corniani, G., & Saal, H. P. (2020). Tactile innervation densities across the whole body. *J Neurophysiol*, 124(4), 1229-1240. <https://doi.org/10.1152/jn.00313.2020>
- Creath, R., Kiemel, T., Horak, F., Peterka, R., & Jeka, J. (2005). A unified view of quiet and perturbed stance: simultaneous co-existing excitable modes. *Neurosci Lett*, 377(2), 75-80. <https://doi.org/10.1016/j.neulet.2004.11.071>
- Day, B. L., & Fitzpatrick, R. C. (2005). The vestibular system. *Curr Biol*, 15(15), R583-586. <https://doi.org/10.1016/j.cub.2005.07.053>
- Dozza, M., Chiari, L., Chan, B., Rocchi, L., Horak, F. B., & Cappello, A. (2005a). Influence of a portable audio-biofeedback device on structural properties of postural sway. *J Neuroeng Rehabil*, 2, 13. <https://doi.org/10.1186/1743-0003-2-13>
- Dozza, M., Chiari, L., Hlavacka, F., Cappello, A., & Horak, F. B. (2006). Effects of linear versus sigmoid coding of visual or audio biofeedback for the control of upright stance. *IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng*, 14(4), 505-512. <https://doi.org/10.1109/TNSRE.2006.886732>
- Dozza, M., Chiari, L., & Horak, F. B. (2005b). Audio-biofeedback improves balance in patients with bilateral vestibular loss. *Arch Phys Med Rehabil*, 86(7), 1401-1403. <https://doi.org/10.1016/j.apmr.2004.12.036>
- Dozza, M., Chiari, L., Peterka, R. J., Wall, C., & Horak, F. B. (2011). What is the most effective type of audio-biofeedback for postural motor learning? *Gait Posture*, 34(3), 313-319. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2011.05.016>
- Dozza, M., Horak, F. B., & Chiari, L. (2007). Auditory biofeedback substitutes for loss of sensory information in maintaining stance. *Exp Brain Res*, 178(1), 37-48. <https://doi.org/10.1007/s00221-006-0709-y>
- Eklund, G. (1972). General features of vibration-induced effects on balance. *Ups J Med Sci*, 77(2), 112-124. <https://doi.org/10.1517/03009734000000016>
- Era, P., & Heikkinen, E. (1985). Postural sway during standing and unexpected disturbance of balance in random samples of men of different ages. *J Gerontol*, 40(3), 287-295. <https://doi.org/10.1093/geronj/40.3.287>
- Faber, M. J., Bosscher, R. J., Paw, M. J. C. A., & van Wieringen, P. C. (2006). Effects of exercise programs on falls and mobility in frail and pre-frail older adults: a multicenter randomized controlled trial. *Arch Phys Med Rehabil*, 87(7), 885-896. <https://doi.org/10.1016/j.apmr.2006.04.005>
- Fabre, M., Antoine, M., Robitaille, M. G., Ribot-Ciscar, E., Ackerley, R., Aimonetti, J. M., ... & Mouchnino, L. (2021). Large postural sways prevent foot tactile information from fading: neurophysiological evidence. *Cereb Cortex Commun*, 2(1), tgaa094. <https://doi.org/10.1093/texcom/tgaa094>

- Fitzpatrick, R., Burke, D., & Gandevia, S. C. (1994). Task-dependent reflex responses and movement illusions evoked by galvanic vestibular stimulation in standing humans. *J Physiol*, 478 (Pt 2), 363-372. <https://doi.org/10.1113/jphysiol.1994.sp020257>
- Fitzpatrick, R., & McCloskey, D. I. (1994). Proprioceptive, visual and vestibular thresholds for the perception of sway during standing in humans. *J Physiol*, 478 (Pt 1), 173-186. <https://doi.org/10.1113/jphysiol.1994.sp020240>
- Gatev, P., Thomas, S., Kepple, T., & Hallett, M. (1999). Feedforward ankle strategy of balance during quiet stance in adults. *J Physiol*, 514 (Pt 3), 915-928. <https://doi.org/10.1111/j.1469-7793.1999.915ad.x>
- Giansanti, D., Dozza, M., Chiari, L., Maccioni, G., & Cappello, A. (2009). Energetic assessment of trunk postural modifications induced by a wearable audio-biofeedback system. *Med Eng Phys*, 31(1), 48-54. <https://doi.org/10.1016/j.medengphy.2008.04.004>
- Gibson, J. J. (1962). Observations on active touch. *Psychol Rev*, 69, 477-491. <https://doi.org/10.1037/h0046962>
- Gill, J., Allum, J. H., Carpenter, M. G., Held-Ziolkowska, M., Adkin, A. L., Honegger, F., & Pierchala, K. (2001). Trunk sway measures of postural stability during clinical balance tests: effects of age. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci*, 56(7), M438-447. <https://doi.org/10.1093/gerona/56.7.m438>
- Goebel, J. A., Sinks, B. C., Parker, B. E., Richardson, N. T., Olowin, A. B., & Cholewiak, R. W. (2009). Effectiveness of head-mounted vibrotactile stimulation in subjects with bilateral vestibular loss: a phase 1 clinical trial. *Otol Neurotol*, 30(2), 210-216. <https://doi.org/10.1097/MAO.0b013e318194f84d>
- Goldberg, J. M., Fernández, C., & Smith, C. E. (1982). Responses of vestibular-nerve afferents in the squirrel monkey to externally applied galvanic currents. *Brain Res*, 252(1), 156-160. [https://doi.org/10.1016/0006-8993\(82\)90990-8](https://doi.org/10.1016/0006-8993(82)90990-8)
- Gravelle, D. C., Lughton, C. A., Dhruv, N. T., Katdare, K. D., Niemi, J. B., Lipsitz, L. A., & Collins, J. J. (2002). Noise-enhanced balance control in older adults. *Neuroreport*, 13(15), 1853-1856. <https://doi.org/10.1097/00001756-200210280-00004>
- Haggerty, S., Jiang, L. T., Galecki, A., & Sienko, K. H. (2012). Effects of biofeedback on secondary-task response time and postural stability in older adults. *Gait Posture*, 35(4), 523-528. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2011.10.359>
- Halická, Z., Lobotková, J., Bučková, K., & Hlavačka, F. (2014). Effectiveness of different visual biofeedback signals for human balance improvement. *Gait Posture*, 39(1), 410-414. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2013.08.005>
- Hayashi, R., Miyake, A., Jijiwa, H., & Watanabe, S. (1981). Postural readjustment to body sway induced by vibration in man. *Exp Brain Res*, 43(2), 217-225. <https://doi.org/10.1007/BF00237767>
- Horak, F. B. (2006). Postural orientation and equilibrium: what do we need to know about neural control of balance to prevent falls? *Age Ageing*, 35 Suppl 2, ii7-ii11. <https://doi.org/10.1093/ageing/af077>
- Horak, F. B., & Hlavacka, F. (2001). Somatosensory loss increases vestibulospinal sensitivity. *J Neurophysiol*, 86(2), 575-585. <https://doi.org/10.1152/jn.2001.86.2.575>
- Horak, F. B., Nashner, L. M., & Diener, H. C. (1990). Postural strategies associated with somatosensory and vestibular loss. *Exp Brain Res*, 82(1), 167-177. <https://doi.org/10.1007/BF00230848>

- Ivanenko, Y., & Gurfinkel, V. S. (2018). Human Postural Control. *Front Neurosci*, 12, 171. <https://doi.org/10.3389/fnins.2018.00171>
- Jahn, K., Naessl, A., Schneider, E., Strupp, M., Brandt, T., & Dieterich, M. (2003). Inverse U-shaped curve for age dependency of torsional eye movement responses to galvanic vestibular stimulation. *Brain*, 126(Pt 7), 1579-1589. <https://doi.org/10.1093/brain/awg163>
- Jeong, B. Y. (1991). Respiration effect on standing balance. *Arch Phys Med Rehabil*, 72(9), 642-645.
- Kavounoudias, A., Roll, R., & Roll, J. P. (2001). Foot sole and ankle muscle inputs contribute jointly to human erect posture regulation. *J Physiol*, 532(Pt 3), 869-878. <https://doi.org/10.1111/j.1469-7793.2001.0869e.x>
- Kentala, E., Vivas, J., & Wall, C. (2003). Reduction of postural sway by use of a vibrotactile balance prosthesis prototype in subjects with vestibular deficits. *Ann Otol Rhinol Laryngol*, 112(5), 404-409. <https://doi.org/10.1177/000348940311200503>
- Kingma, H., Felipe, L., Gerards, M. C., Gerits, P., Guinand, N., Perez-Fornos, A., . . . van de Berg, R. (2019). Vibrotactile feedback improves balance and mobility in patients with severe bilateral vestibular loss. *J Neurol*, 266(Suppl 1), 19-26. <https://doi.org/10.1007/s00415-018-9133-z>
- Kinnaird, C., Lee, J., Carender, W. J., Kabeto, M., Martin, B., & Sienko, K. H. (2016). The effects of attractive vs. repulsive instructional cuing on balance performance. *J Neuroeng Rehabil*, 13, 29. <https://doi.org/10.1186/s12984-016-0131-z>
- Krause, D., Agethen, M., & Zobe, C. (2018). Error feedback frequency affects automaticity but not accuracy and consistency after extensive motor skill practice. *J Mot Behav*, 50(2), 144-154. <https://doi.org/10.1080/00222895.2017.1327406>
- Lee, B. C., Martin, B. J., & Sienko, K. H. (2012). Directional postural responses induced by vibrotactile stimulations applied to the torso. *Exp Brain Res*, 222(4), 471-482. <https://doi.org/10.1007/s00221-012-3233-2>
- Lee, D. N., & Lishman, J. R. (1975). Visual proprioceptive control of stance. *Journal of human movement studies*, 1(2), 87-95.
- Lin, C. C., Whitney, S. L., Loughlin, P. J., Furman, J. M., Redfern, M. S., Sienko, K. H., & Sparto, P. J. (2015). The effect of age on postural and cognitive task performance while using vibrotactile feedback. *J Neurophysiol*, 113(7), 2127-2136. <https://doi.org/10.1152/jn.00083.2014>
- Lin, C. C., Whitney, S. L., Loughlin, P. J., Furman, J. M., Redfern, M. S., Sienko, K. H., & Sparto, P. J. (2018). The Use of Vibrotactile Feedback During Dual-Task Standing Balance Conditions in People With Unilateral Vestibular Hypofunction. *Otol Neurotol*, 39(5), e349-e356. <https://doi.org/10.1097/MAO.0000000000001764>
- Lin, F. R., & Ferrucci, L. (2012). Hearing loss and falls among older adults in the United States. *Arch Intern Med*, 172(4), 369-371. <https://doi.org/10.1001/archinternmed.2011.728>
- Loram, I. D., Kelly, S. M., & Lakie, M. (2001). Human balancing of an inverted pendulum: is sway size controlled by ankle impedance? *J Physiol*, 532(Pt 3), 879-891. <https://doi.org/10.1111/j.1469-7793.2001.0879e.x>
- Lund, S., & Broberg, C. (1983). Effects of different head positions on postural sway in man induced by a reproducible vestibular error signal. *Acta Physiol Scand*, 117(2), 307-309. <https://doi.org/10.1111/j.1748-1716.1983.tb07212.x>

- Magnusson, M., Enbom, H., Johansson, R., & Wiklund, J. (1990). Significance of pressor input from the human feet in lateral postural control. The effect of hypothermia on galvanically induced body-sway. *Acta Otolaryngol*, 110(5-6), 321-327. <https://doi.org/10.3109/00016489009107450>
- Marieb, E. N., Hoehn, K., Moussakova, L., & Lachaine, R. (2005). *Anatomie et physiologie humaines (4e éd.)*. Saint-Laurent: Éditions du Renouveau Pédagogique Inc.
- Martin, B. J., Lee, B. C., & Sienko, K. H. (2015). A cutaneous positioning system. *Exp Brain Res*, 233(4), 1237-1245. <https://doi.org/10.1007/s00221-014-4194-4>
- Masani, K., Vette, A. H., Kouzaki, M., Kanehisa, H., Fukunaga, T., & Popovic, M. R. (2007). Larger center of pressure minus center of gravity in the elderly induces larger body acceleration during quiet standing. *Neurosci Lett*, 422(3), 202-206. <https://doi.org/10.1016/j.neulet.2007.06.019>
- Massion, J. (1994). Postural control system. *Curr Opin Neurobiol*, 4(6), 877-887. [https://doi.org/10.1016/0959-4388\(94\)90137-6](https://doi.org/10.1016/0959-4388(94)90137-6)
- McGeehan, M. A., Woollacott, M. H., & Dalton, B. H. (2017). Vestibular control of standing balance is enhanced with increased cognitive load. *Exp Brain Res*, 235(4), 1031-1040. <https://doi.org/10.1007/s00221-016-4858-3>
- McKinney, Z., Heberer, K., Fowler, E., Greenberg, M., Nowroozi, B., & Grundfest, W. (2014). Initial biomechanical evaluation of wearable tactile feedback system for gait rehabilitation in peripheral neuropathy. *Stud Health Technol Inform*, 196, 271-277.
- Menz, H. B., Lord, S. R., & Fitzpatrick, R. C. (2003). Age-related differences in walking stability. *Age Ageing*, 32(2), 137-142. <https://doi.org/10.1093/ageing/32.2.137>
- Meyer, P. F., Oddsson, L. I., & De Luca, C. J. (2004a). Reduced plantar sensitivity alters postural responses to lateral perturbations of balance. *Exp Brain Res*, 157(4), 526-536. <https://doi.org/10.1007/s00221-004-1868-3>
- Meyer, P. F., Oddsson, L. I., & De Luca, C. J. (2004b). The role of plantar cutaneous sensation in unperturbed stance. *Exp Brain Res*, 156(4), 505-512. <https://doi.org/10.1007/s00221-003-1804-y>
- Mian, O. S., & Day, B. L. (2014). Violation of the craniocentricity principle for vestibularly evoked balance responses under conditions of anisotropic stability. *J Neurosci*, 34(22), 7696-7703. <https://doi.org/10.1523/JNEUROSCI.0733-14.2014>
- 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 Posture*, 38(4), 734-738. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2013.03.012>
- Mustapa, A., Justine, M., Mohd Mustafah, N., Jamil, N., & Manaf, H. (2016). Postural Control and Gait Performance in the Diabetic Peripheral Neuropathy: A Systematic Review. *Biomed Res Int*, 2016, 9305025. <https://doi.org/10.1155/2016/9305025>
- Nashner, L., & Berthoz, A. (1978). Visual contribution to rapid motor responses during postural control. *Brain Res*, 150(2), 403-407. [https://doi.org/10.1016/0006-8993\(78\)90291-3](https://doi.org/10.1016/0006-8993(78)90291-3)

- Oie, K. S., Kiemel, T., & Jeka, J. J. (2002). Multisensory fusion: simultaneous re-weighting of vision and touch for the control of human posture. *Brain Res Cogn Brain Res*, 14(1), 164-176. [https://doi.org/10.1016/s0926-6410\(02\)00071-x](https://doi.org/10.1016/s0926-6410(02)00071-x)
- Pai, Y. C. (2003). Movement termination and stability in standing. *Exerc Sport Sci Rev*, 31(1), 19-25. <https://doi.org/10.1097/00003677-200301000-00005>
- Pai, Y. C., & Patton, J. (1997). Center of mass velocity-position predictions for balance control. *J Biomech*, 30(4), 347-354. [https://doi.org/10.1016/s0021-9290\(96\)00165-0](https://doi.org/10.1016/s0021-9290(96)00165-0)
- Peterka, R. J. (2002). Sensorimotor integration in human postural control. *J Neurophysiol*, 88(3), 1097-1118. <https://doi.org/10.1152/jn.2002.88.3.1097>
- Peterka, R. J., & Benolken, M. S. (1995). Role of somatosensory and vestibular cues in attenuating visually induced human postural sway. *Exp Brain Res*, 105(1), 101-110. <https://doi.org/10.1007/BF00242186>
- Peterka, R. J., Statler, K. D., Wrisley, D. M., & Horak, F. B. (2011). Postural compensation for unilateral vestibular loss. *Front Neurol*, 2, 57. <https://doi.org/10.3389/fneur.2011.00057>
- Public Health Agency of Canada. (2014). Seniors' Falls in Canada: Second Report. https://www.canada.ca/content/dam/phac-aspc/migration/phac-aspc/seniors-aines/publications/public/injury-blessure/seniors_falls-chutes_aines/assets/pdf/seniors_falls-chutes_aines-eng.pdf
- Public Health Agency of Canada. (2021). Diabetes in Canada in review. <https://www.canada.ca/en/public-health/services/publications/diseases-conditions/diabetes-canada-review-2021.html>
- Priplata, A. A., Patriitti, B. L., Niemi, J. B., Hughes, R., Gravelle, D. C., Lipsitz, L. A., . . . Collins, J. J. (2006). Noise-enhanced balance control in patients with diabetes and patients with stroke. *Ann Neurol*, 59(1), 4-12. <https://doi.org/10.1002/ana.20670>
- Rhea, C. K., Kiefer, A. W., Haran, F. J., Glass, S. M., & Warren, W. H. (2014). A new measure of the CoP trajectory in postural sway: dynamics of heading change. *Med Eng Phys*, 36(11), 1473-1479. <https://doi.org/10.1016/j.medengphy.2014.07.021>
- Rhea, C. K., Kiefer, A. W., Wright, W. G., Raisbeck, L. D., & Haran, F. J. (2015). Interpretation of postural control may change due to data processing techniques. *Gait Posture*, 41(2), 731-735. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2015.01.008>
- Shumway-Cook, A., & Woollacott, M. H. (2007). *Motor control: translating research into clinical practice*. Lippincott Williams & Wilkins.
- Sienko, K. H., Balkwill, M. D., Oddsson, L. I., & Wall, C. (2008). Effects of multi-directional vibrotactile feedback on vestibular-deficient postural performance during continuous multi-directional support surface perturbations. *J Vestib Res*, 18(5-6), 273-285.
- Sienko, K. H., Balkwill, M. D., & Wall, C. (2012). Biofeedback improves postural control recovery from multi-axis discrete perturbations. *J Neuroeng Rehabil*, 9, 53. <https://doi.org/10.1186/1743-0003-9-53>
- Sienko, K. H., Seidler, R. D., Carender, W. J., Goodworth, A. D., Whitney, S. L., & Peterka, R. J. (2018). Potential Mechanisms of Sensory Augmentation Systems on Human Balance Control. *Front Neurol*, 9, 944. <https://doi.org/10.3389/fneur.2018.00944>

- Sienko, K. H., Whitney, S. L., Carender, W. J., & Wall, C. (2017). The role of sensory augmentation for people with vestibular deficits: Real-time balance aid and/or rehabilitation device? *J Vestib Res*, 27(1), 63-76. <https://doi.org/10.3233/VES-170606>
- Simoneau, M., & Corbeil, P. (2005). The effect of time to peak ankle torque on balance stability boundary: experimental validation of a biomechanical model. *Exp Brain Res*, 165(2), 217-228. <https://doi.org/10.1007/s00221-005-2290-1>
- Soames, R. W., & Atha, J. (1982). The spectral characteristics of postural sway behaviour. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol*, 49(2), 169-177. <https://doi.org/10.1007/BF02334065>
- Stål, F., Fransson, P. A., Magnusson, M., & Karlberg, M. (2003). Effects of hypothermic anesthesia of the feet on vibration-induced body sway and adaptation. *J Vestib Res*, 13(1), 39-52.
- Tyler, M., Danilov, Y., & Bach-Y-Rita, P. (2003). Closing an open-loop control system: vestibular substitution through the tongue. *J Integr Neurosci*, 2(2), 159-164. <https://doi.org/10.1142/s0219635203000263>
- van Deursen, R. W., & Simoneau, G. G. (1999). Foot and ankle sensory neuropathy, proprioception, and postural stability. *J Orthop Sports Phys Ther*, 29(12), 718-726. <https://doi.org/10.2519/jospt.1999.29.12.718>
- Van Erp, J. (2005). Presenting directions with a vibrotactile torso display. *Ergonomics*, 48(3), 302-313. <https://doi.org/10.1080/0014013042000327670>
- Vieira, T. M., Minetto, M. A., Hodson-Tole, E. F., & Botter, A. (2013). How much does the human medial gastrocnemius muscle contribute to ankle torques outside the sagittal plane? *Hum Mov Sci*, 32(4), 753-767. <https://doi.org/10.1016/j.humov.2013.03.003>
- Vuillerme, N., Pinsault, N., Chenu, O., Demongeot, J., Payan, Y., & Danilov, Y. (2008). Sensory supplementation system based on electrotactile tongue biofeedback of head position for balance control. *Neurosci Lett*, 431(3), 206-210. <https://doi.org/10.1016/j.neulet.2007.11.049>
- Wall, C., & Kentala, E. (2005). Control of sway using vibrotactile feedback of body tilt in patients with moderate and severe postural control deficits. *J Vestib Res*, 15(5-6), 313-325.
- Wall, C., Weinberg, M. S., Schmidt, P. B., & Krebs, D. E. (2001). Balance prosthesis based on micromechanical sensors using vibrotactile feedback of tilt. *IEEE Trans Biomed Eng*, 48(10), 1153-1161. <https://doi.org/10.1109/10.951518>
- Wang, T. Y., & Lin, S. I. (2008). Sensitivity of plantar cutaneous sensation and postural stability. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 23(4), 493-499. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2007.11.014>
- Wilson, V. J., Boyle, R., Fukushima, K., Rose, P. K., Shinoda, Y., Sugiuchi, Y., & Uchino, Y. (1995). The vestibulocollic reflex. *J Vestib Res*, 5(3), 147-170.
- Winstein, C. J. (1991). Knowledge of results and motor learning--implications for physical therapy. *Phys Ther*, 71(2), 140-149. <https://doi.org/10.1093/ptj/71.2.140>
- Winter, D. A. (1995). Human balance and posture control during standing and walking. *Gait & posture*, 3(4), 193-214.
- Winter, D. A., Patla, A. E., Prince, F., Ishac, M., & Gielo-Perczak, K. (1998). Stiffness control of balance in quiet standing. *J Neurophysiol*, 80(3), 1211-1221. <https://doi.org/10.1152/jn.1998.80.3.1211>

Wolpert, D. M., Ghahramani, Z., & Jordan, M. I. (1995). An internal model for sensorimotor integration. *Science*, 269(5232), 1880-1882. <https://doi.org/10.1126/science.7569931>

Zatsiorsky, V. M., & King, D. L. (1998). An algorithm for determining gravity line location from posturographic recordings. *J Biomech*, 31(2), 161-164. [https://doi.org/10.1016/s0021-9290\(97\)00116-4](https://doi.org/10.1016/s0021-9290(97)00116-4)