

Du contrôle à la quête sensorielle : l'oscillation posturale revisitée

Lucas Michaud

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

École des sciences de l'activité physique  
Faculté des sciences de la santé  
Université d'Ottawa

© Lucas Michaud, Ottawa, Canada, 2025

## Résumé

Le contrôle postural a longtemps été associé à la capacité de maintenir le corps en équilibre avec un minimum de mouvement, comme s'il fallait rester « le plus immobile possible ». Pourtant, la magnitude de l'oscillation posturale n'est pas toujours un indicateur de la qualité du contrôle. À l'aide d'un protocole d'immobilisation, Carpenter et al. (2010) ont montré qu'une partie de l'oscillation pouvait possiblement être fonctionnelle. En immobilisant le centre de masse de participants, ils ont observé une augmentation du mouvement du centre de pression, suggérant que le système nerveux central chercherait à générer du mouvement pour explorer l'environnement. Ce concept d'oscillation exploratoire repose cependant largement sur ce paradigme d'immobilisation, qui présente certaines limites. La présente thèse revisite et optimise ce protocole afin de déterminer si les comportements observés lors de l'immobilisation du centre de masse relèvent réellement de l'exploration. L'étude 1 consistait à reprendre le paradigme de Carpenter et al. (2010) avec certaines modifications, dont l'ajout de mesures dynamiques du centre de pression. Les résultats ont montré que l'immobilisation augmentait la variabilité du centre de pression tout en réduisant sa complexité. L'étude 2 a révélé que l'immobilisation seule du centre de masse, sans restreindre l'ensemble du corps, produisait des effets opposés. Toutefois, le mouvement du centre de pression ne diminuait pas dans la même mesure que celui du centre de masse. Les études 3 et 4 ont examiné l'effet de la rétroaction visuelle du centre de pression sur le contrôle postural et montré qu'elle réduit l'oscillation tout en augmentant sa complexité. L'étude 5 a ensuite combiné la rétroaction visuelle avec l'immobilisation et a montré que l'effet réducteur de cette rétroaction sur la magnitude du centre de pression s'annulait en condition d'immobilisation. Un maintien d'un niveau minimal de mouvement du centre de pression serait ainsi possiblement recherché lors de l'immobilisation. Des analyses additionnelles ont également montré que le comportement observé

lors de l'immobilisation ne serait que peu influencé par la vision, l'alignement corporel au moment de l'immobilisation ou la flexibilité des chevilles. Dans l'ensemble, cette thèse suggère qu'une partie du déplacement du CdP pourrait être indépendante de la stabilisation immédiate du centre de masse. Malgré l'immobilisation, la rétroaction visuelle et l'optimisation de la procédure, un mouvement du CdP persiste. Il reste cependant incertain si ce mouvement correspond réellement à un comportement exploratoire ou à un autre processus non lié à la stabilisation. L'évaluation du contrôle postural par l'analyse de l'oscillation devrait tout de même être faite avec prudence, car l'oscillation pourrait à la fois refléter une stabilisation posturale et d'autres fonctions qui n'y sont pas liées.

## **Abstract**

Postural control has long been associated with the ability to keep the body in balance with minimal movement, as if the goal were to remain “as still as possible”. However, the magnitude of postural sway is not always a reliable indicator of control quality. Using an immobilization protocol, Carpenter et al. (2010) showed that part of this sway may be functional. By immobilizing the center of mass, they observed an increase in the movement of the center of pressure, suggesting that the central nervous system may generate movement to stimulate sensory receptors and explore the environment. This concept of exploratory sway, however, largely relies on this immobilization paradigm, which has notable limitations. The present thesis revisits and optimizes this protocol to determine whether the behaviors observed during immobilization of the center of mass truly reflect exploration. Study 1 replicated Carpenter et al. (2010) paradigm with modifications, including the use of dynamic measures of the center of pressure. Results showed that immobilization increased the variability of the center of pressure while reducing its complexity. Study 2 revealed that immobilizing only the center of mass, without restraining the entire body, produced opposite

effects. However, the movement of the center of pressure did not decrease to the same extent as that of the center of mass. Studies 3 and 4 examined the effect of visual biofeedback of the center of pressure on postural control and showed that it reduced sway while increasing complexity. Study 5 combined visual biofeedback with immobilization and revealed that its beneficial effects on center of pressure movement disappeared under immobilization. A minimal level of center of pressure movement may therefore be desired during immobilization. Additional analyses also indicated that the behavior observed during immobilization was not strongly influenced by vision, body alignment at the time of immobilization, or ankle flexibility. Overall, this thesis suggests that part of the displacement of the center of pressure may be independent of the immediate stabilization of the center of mass. Despite immobilization, visual biofeedback, and protocol optimization, movement of the center of pressure persists. It remains uncertain whether this movement reflects exploratory behavior or another process not directly related to stabilization. Nevertheless, the evaluation of postural control through sway analysis should be approached with caution, as sway may reflect both stabilization and other functions not directly linked to balance.

## Remerciements

Écrire une thèse n'est pas chose simple. Au cours des cinq dernières années, j'ai eu la chance de travailler sur ce merveilleux projet avec plaisir et passion. Cette étape importante de ma vie n'aurait pas été la même sans les personnes précieuses qui m'entourent.

En premier lieu, je tiens à remercier chaleureusement mon superviseur, Yves Lajoie, pour ces belles années. Superviseur, collaborateur, confident, collègue et surtout ami : merci de m'avoir permis de vivre cette expérience tout en restant fidèle à moi-même. Je te suis reconnaissant pour les innombrables conseils, mais aussi pour la liberté avec laquelle j'ai pu avancer dans mon travail. Merci également de m'avoir donné l'opportunité de me dépasser et de vivre une expérience enrichissante et complète. Et surtout, merci d'avoir été présent malgré la distance, la COVID, les incertitudes, les tempêtes de neige et les mille et une choses qui occupent notre quotidien.

J'adresse aussi mes remerciements à Nicole Paquet et Mathieu Boisgontier pour leur soutien technique et moral tout au long de ces années. Merci d'avoir pris le temps de garder contact; cela m'a fait grandement plaisir.

A PhD experience would not be complete without meeting some amazing people. I would like to thank all the uOttawa students, graduate students and lab mates with whom I had the opportunity to chat, play sports, and share good times. I may not have been the most social person ever, but these little moments meant a lot to me. Special thanks to Darrin Wijeyaratnam and Talia Salzman for all the laughter and support. You are wonderful friends!

Je ne pourrais écrire cette section sans une pensée spéciale pour mon entraîneur Éric Rouleau, qui m'a soutenu tout au long de ce processus, ainsi que mes collègues du Centre du Vélo La Shop pour leur soutien et pour bien vouloir s'intéresser à mon sujet de recherche !

Enfin, j'aimerais exprimer toute ma reconnaissance à mes parents ainsi qu'à ma conjointe Gabrielle pour leur soutien inconditionnel. Je vous suis infiniment reconnaissant.

**Table des matières**

Résumé.....	ii
Abstract.....	iii
Remerciements.....	v
Table des matières.....	vii
Liste des tableaux.....	xi
Liste des figures .....	xiii
Préface.....	xviii
Contribution détaillée.....	xix
Articles associés à cette thèse.....	xx
Liste d'abréviations.....	xxi
Chapitre 1 : Introduction générale .....	1
Chapitre 2 : Revue de la littérature .....	3
2.1 Le contrôle postural.....	3
2.1.1 L'information sensorielle au sein du contrôle postural .....	5
2.1.2 La cinétique et la cinématique du contrôle postural .....	9
2.2 Hypothèse d'exploration .....	11
2.2.1 L'oscillation comme indication de performance .....	11
2.2.2 L'oscillation comme indication d'exploration .....	12
2.2.3 Complexité du mouvement et exploration.....	14
2.2.4 Oscillation exploratoire comme composante de l'oscillation globale.....	16
2.2.5 Effet de l'immobilisation sur le déplacement du centre de pression – une indication d'un comportement exploratoire .....	17
2.2.6 Effet de l'immobilisation sur le déplacement du centre de pression – indication d'une rétroaction positive de moment .....	21

2.2.7 L'absence de mouvement nuit à l'afférence sensoriel.....	23
2.2.8 Autres mouvements exploratoires .....	24
2.2.9 Limitations du paradigme d'immobilisation .....	24
2.3 Mesures dynamiques du contrôle postural .....	28
2.3.1 Entropie d'échantillon .....	29
2.3.2 Décomposition par ondelettes .....	31
2.4 Rétroaction biologique et contrôle postural .....	34
2.4.1 Rétroaction biologique visuelle .....	35
2.4.2 Rétroaction biologique tactile et par stimulation.....	36
2.4.3 Rétroaction biologique auditive.....	37
2.4.4 Multimodalité et sélection de la rétroaction biologique .....	38
2.4.5 Possibles explications de l'effet positif de la rétroaction biologique sur le contrôle postural .....	39
Chapitre 3 : Mises en contexte, objectifs et hypothèses .....	40
3.1 Retour sur la revue de la littérature et avenues de recherche futures .....	40
3.2 Objectif et raison d'être.....	42
3.2.1 Étude 1 : .....	42
3.2.2 Étude 2 : .....	43
3.2.3 Étude 3, 4 et 5 .....	44
Chapitre 4 : Article 1.....	48
Chapitre 5 : Article 2.....	73
Chapitre 6 : Article 3.....	104
Chapitre 7 : Article 4.....	130
Chapitre 8 : Article 5.....	162
Chapitre 9 : Discussion générale.....	188

9.1 Résumé des études .....	188
9.1.1 Étude 1 .....	188
9.1.2 Étude 2 .....	189
9.1.3 Étude 3, 4 et 5 .....	189
9.2 Modification, critique et considération du paradigme d'immobilisation .....	190
9.2.1 Nombre d'essais .....	191
9.2.2 Déroulement des essais .....	192
9.2.3 Sélection du moment pour immobiliser le centre de masse .....	193
9.3 Considérations alternatives .....	194
9.3.1 Flexibilité des chevilles .....	195
9.3.2 Décalage au moment de l'immobilisation et rétroaction positive de couple .....	195
9.3.3 Modèles linéaires mixtes .....	196
9.4 Origine de l'oscillation posturale .....	197
9.4.1 Effet du type d'immobilisation .....	197
9.4.2 Effet d'une rétroaction visuelle lors de l'immobilisation .....	199
9.4.3 Hypothèse d'oscillation à composantes multiples .....	201
9.4.4 La possibilité d'une composante exploratoire reste à être prouvée .....	202
9.4.5 Variabilité intra-individuelle .....	205
9.5 Limitations .....	205
Chapitre 10 : Conclusion .....	206
Références .....	208
Annexe 1 : Erreur standard de mesure .....	240
Annexe 2 : Effet des essais répétés .....	242
Annexe 3 : Effet du décalage du centre de pression au moment de l'immobilisation .....	244
Annexe 4 : Test d'équivalence .....	254

Annexe 5 : Relation avec la flexibilité des chevilles .....	260
Annexe 6 : Taille d'échantillons .....	265
Annexe 7 : Certificat d'approbation d'éthique .....	269

## Liste des tableaux

<b>Tableau 2.1.</b> Plages de fréquences associées à chaque niveau de décomposition d'une DWT pour un signal échantillonné à 100 Hz.....	32
<b>Table 4.1.</b> Classification of participants based on percentage changes between locked and unlocked phases for COP variability (SD-COP), sample entropy (SampEn), isometric log-ratio transformations (Ilr1, Ilr2, Ilr3), and rope variability (SD-Rope).....	60
<b>Table 4.2.</b> Intraclass correlation coefficients (ICC(2,k)) for each COP variable across phases and eye conditions .....	61
<b>Table 5.1.</b> Number of trials (n) showing a decrease greater than 10%, a change between -10% and +10%, or an increase greater than 10% in COP variability (SD-COP), along with the mean $\pm$ standard deviation of the percentage change ( $M \pm SD$ )......	91
<b>Table 7.1.</b> Summary of COP outcomes across vBF conditions and awareness Groups .....	152
<b>Tableau A1.1.</b> Erreur standard de mesure (%SEM) des différentes variables du CdP en fonction de la phase (non-immobilisée, immobilisée) et de la condition visuelle (yeux ouverts, yeux fermés) .....	241
<b>Tableau A3.1.</b> Résumé des modèles. ....	246
<b>Tableau A6.1.</b> Valeurs utilisées pour la simulation selon les valeurs de RMS (mm) de Carpenter et al. (2010). ....	266
<b>Tableau A6.2.</b> Valeurs utilisées pour la simulation selon les valeurs de vitesse (cm/s) de Michaud et al. (2023). ....	266
<b>Tableau A6.3.</b> Valeurs utilisées pour la simulation selon les valeurs de variabilité (mm) de Michaud et al. (2025). ....	267
<b>Tableau A6.4.</b> Valeurs utilisées pour la simulation selon les valeurs de variabilité (mm) en antéro-postérieur de Jehu et al. (2016). ....	267
<b>Tableau A6.5.</b> Valeurs utilisées pour la simulation selon les valeurs de variabilité (mm) de Goodworth et al. (2020). ....	268

**Tableau A6.6.** Valeurs utilisées pour la simulation selon les valeurs de variabilité (mm) en antéro-postérieur de Michaud et al. (2024)..... 268

## Liste des figures

<b>Figure 2.1.</b> Vue latérale de l'appareil utilisé par Michaud et al. (2023), inspiré du modèle de Carpenter et al. (2010), pour immobiliser le mouvement du CdM dans l'axe antéro-postérieur.	18
<b>Figure 2.2.</b> Représentation de la séquence temporelle d'un essai utilisée par A) Carpenter et al. (2010), Murnaghan et al. (2011) et Michaud et al. (2023) et B) Murnaghan et al. (2013, 2014).	19
<b>Figure 2.3.</b> Exemple de mouvement de la corde attachée au niveau du CdM (ligne grise) et du CdP (ligne noire) lors d'un essai d'immobilisation, tiré de Michaud et al. (2023).	22
<b>Figure 4.1.</b> Experimental design.	54
<b>Figure 4.2.</b> Mean of SD-COP (A), SampEn (B), SD-Rope (C), Ilr1 (D), Ilr2 (E), and Ilr3 (F) for the unlocked and locked phases (*p < 0.05, **p < 0.01, ***p < 0.001).	59
<b>Figure 5.1.</b> Side view of the apparatus used for A) plank-based and B) belt-based COM restriction. For visual clarity, the pulleys used between the potentiometer and the counterweight to fine-tune the monofilament tension are not shown in the figure.	80
<b>Figure 5.2.</b> Example of the COM (black) and COP (grey) signals during a trial with the belt setup. The grey-shaded area indicates the segment of the signal used for analysis. The dotted vertical line marks the moment when the brakes were activated on the apparatus.	81
<b>Figure 5.3.</b> Marginal means ( $\pm$ 95% CI) of the COM standard deviation (SD-COM) across the restriction phases (*** p < 0.001).	85
<b>Figure 5.4.</b> Marginal means ( $\pm$ 95% CI) of the COP standard deviation (SD-COP) for the Apparatuses $\times$ Phases interaction (*p < 0.05, **p < 0.01, *** p < 0.001). Circles indicate the unlocked phase, and squares indicate the locked phase.	85
<b>Figure 5.5.</b> Marginal means ( $\pm$ 95% CI) of the COP mean velocity (mVel) across A) the type of apparatuses and B) the restriction phases (*** p < 0.001).	86
<b>Figure 5.6.</b> Marginal means ( $\pm$ 95% CI) of the COP sample entropy (SampEn) for the Apparatuses $\times$ Phases interaction (**p < 0.01, *** p < 0.001).	87
<b>Figure 5.7.</b> Marginal means ( $\pm$ 95% CI) of Ilr transformations; A) Ilr1 for the Apparatuses $\times$ Phases interaction, B) Ilr1 for the Apparatuses $\times$ Eyes interaction, C) Ilr2 for the Apparatus $\times$	

Phases interaction, D) Ilr3 across the restriction phase, E) Ilr3 across the apparatuses and F) Ilr3 across the eye conditions (* $p < 0.05$ , ** $p < 0.01$ , *** $p < 0.001$ ). .....	90
<b>Figure 6.1.</b> Representation of the apparatus.....	110
<b>Figure 6.2.</b> Mean (+ SD) mVel in ML and AP across the different vFB scales. ....	113
<b>Figure 6.3.</b> Mean (+ SD) sway Area across the different vFB scales (* $p < 0.05$ , ** $p < 0.01$ , *** $p < 0.001$ ). .....	113
<b>Figure 6.4.</b> Mean (+ SD) SD-COP in ML and AP across the different vFB scales (** $p < 0.01$ , *** $p < 0.001$ ). .....	114
<b>Figure 6.5.</b> Mean (+ SD) SampEn in ML and AP across the different vFB scales (** $p < 0.01$ , *** $p < 0.001$ ). .....	114
<b>Figure 6.6.</b> Intercept and coefficient values in log-odd obtained from the Dirichlet regression (A: Intercepts in AP and ML, B: coefficients in ML, C: coefficients in AP). ....	116
<b>Figure 6.7.</b> Mean contribution (+ SD) of the difference frequency bands obtained with the Wavelet analysis in a) ML and b) AP (NoFB: No visual feedback, X1: scaled 1:1, X5: Scaled 1:5, X10: Scaled 1:10.....	116
<b>Figure 7.1.</b> Representation of the apparatus replicated from Michaud et al. (2024). ....	136
<b>Figure 7.2.</b> Illustration of the procedure. Data collection was performed in two blocks. ....	137
<b>Figure 7.3.</b> Marginal mean ( $\pm 95\%CI$ ) of COP area across the different vBF conditions (*** $p < 0.001$ ). .....	144
<b>Figure 7.4.</b> Marginal mean ( $\pm 95\%CI$ ) of COP standard deviation across the different vBF conditions in the ML and AP directions (* $p < 0.05$ , ** $p < 0.01$ , *** $p < 0.001$ ). .....	145
<b>Figure 7.5.</b> Marginal mean ( $\pm 95\%CI$ ) of COP mean velocity across the different vBF conditions in the ML and AP directions (* $p < 0.05$ , *** $p < 0.001$ ). .....	146
<b>Figure 7.6.</b> Marginal mean ( $\pm 95\%CI$ ) of COP Sample Entropy across the different vBF conditions in the ML and AP directions (** $p < 0.01$ , *** $p < 0.001$ ). .....	148
<b>Figure 7.7.</b> Marginal mean ( $\pm 95\%CI$ ) of ilr1 ([Moderate + Low] vs [Very Low + Ultra Low]), ilr2 (Moderate vs Low) and ilr3 (Very Low vs Ultra Low) values across the different vBF conditions in the ML and AP directions (* $p < 0.05$ , ** $p < 0.01$ , *** $p < 0.001$ ). .....	150

<b>Figure 8.1.</b> Side view of the apparatus used to induce immobilization and visual biofeedback of the COP.....	168
<b>Figure 8.2.</b> Trial timeline with an example of COP (grey line) and COM (black line) signals.	170
<b>Figure 8.3.</b> Marginal means ( $\pm$ 95% CI) of the COM standard deviation (SD-COM) for the Immobilization x vBF interaction (*** $p < 0.001$ ).....	173
<b>Figure 8.4.</b> Marginal means ( $\pm$ 95% CI) of the COP standard deviation (SD-COP) for the Immobilization x vBF interaction (* $p < 0.05$ , ** $p < 0.01$ , *** $p < 0.001$ ). Circles indicate without vBF, squares with vBF. ....	174
<b>Figure 8.5.</b> Marginal means ( $\pm$ 95% CI) of the COP mean velocity (mVel) for the Immobilization x vBF interaction (*** $p < 0.001$ ). Circles indicate without vBF, squares with vBF.....	175
<b>Figure 8.6.</b> Marginal means ( $\pm$ 95% CI) of the COP sample entropy (SampEn) for the Immobilization x vBF interaction (*** $p < 0.001$ ). Circles indicate without vBF, squares with vBF.....	176
<b>Figure 8.7.</b> Marginal means ( $\pm$ 95% CI) of the COP isometric log-ratio transformations (Ilr): A) Ilr1 main effect of Immobilization, B) Ilr1 main effect of vBF, C) Ilr2 Immobilization x vBF interaction, D) Ilr3 main effect of vBF (*** $p < 0.001$ ). ....	177
<b>Figure A2.1.</b> Moyennes marginales ( $\pm$ 95% IC) de la SampEn en fonction des essais. ....	243
<b>Figure A2.2.</b> Moyennes marginales ( $\pm$ 95% IC) de la vitesse moyenne en fonction des essais. ....	243
<b>Figure A3.1.</b> Représentation de la relation linéaire entre le décalage et la variabilité du centre de pression (ÉT_CdP) en fonction de la condition visuelle. ....	247
<b>Figure A3.2.</b> Représentation de la relation quadratique entre le décalage et la variabilité du centre de pression (ÉT_CdP) en fonction de la condition visuelle. ....	247
<b>Figure A3.3.</b> Représentation de la relation non linéaire obtenue via un modèle GAM entre le décalage et la variabilité du centre de pression (ÉT_CdP) en fonction du type d'immobilisation et de la condition visuelle. ....	248

<b>Figure A3.4.</b> Représentation de la relation linéaire entre le décalage et la variabilité du centre de pression ( $\acute{E}T\_CdP$ ) en fonction du type d'immobilisation et de la condition visuelle. ....	249
<b>Figure A3.5.</b> Représentation de la relation quadratique entre le décalage et la variabilité du centre de pression ( $\acute{E}T\_CdP$ ) en fonction du type d'immobilisation et de la condition visuelle.	249
<b>Figure A3.6.</b> Représentation de la relation non linéaire obtenue via un modèle GAM entre le décalage et la variabilité du centre de pression ( $\acute{E}T\_CdP$ ) en fonction du type d'immobilisation et de la condition visuelle. ....	250
<b>Figure A3.7.</b> Représentation de la relation linéaire entre le décalage et la variabilité du centre de pression ( $\acute{E}T\_CdP$ ) en fonction du type de rétroaction visuelle. ....	251
<b>Figure A3.8.</b> Représentation de la relation quadratique entre le décalage et la variabilité du centre de pression ( $\acute{E}T\_CdP$ ) en fonction du type de rétroaction visuelle.....	251
<b>Figure A3.9.</b> Représentation de la relation non linéaire obtenue via un modèle GAM entre le décalage et la variabilité du centre de pression ( $\acute{E}T\_CdP$ ) en fonction du type de rétroaction visuelle. ....	252
<b>Figure A4.1.</b> Coefficients ( $\pm$ IC à 90 %) issus des tests d'équivalence réalisés sur les données de l'expérience 1 pour les variables de variabilité, vitesse et sample entropy du centre de pression. ....	257
<b>Figure A4.2.</b> Coefficients ( $\pm$ IC à 90 %) issus des tests d'équivalence réalisés sur les données de l'expérience 2 pour les variables de variabilité, vitesse et sample entropy du centre de pression. ....	258
<b>Figure A5.1.</b> Différence de la variabilité du centre de pression entre les phases immobilisées et non-immobilisées ( $\Delta\_ \acute{E}T$ ), en fonction de l'amplitude de mouvement de la cheville, pour les conditions yeux ouverts et yeux fermés.....	262
<b>Figure A5.2.</b> Variabilité du centre de pression ( $\acute{E}T$ ) en fonction de l'amplitude de mouvement de la cheville pour les phases non-immobilisées et immobilisées, dans la condition yeux ouverts. Le type d'immobilisation (ceinture et planche) a été regroupé.....	263
<b>Figure A5.3.</b> Différence de la variabilité du centre de pression entre les phases immobilisées et non-immobilisées ( $\Delta\_ \acute{E}T$ ), en fonction de l'amplitude de mouvement de la cheville, pour les conditions yeux ouverts et yeux fermés et les deux types d'immobilisations. ....	263

**Figure A5.4.** Variabilité du centre de pression (ÉT) en fonction de l’amplitude de mouvement de la cheville pour les phases non-immobilisées et immobilisées, dans la condition yeux ouverts avec planche..... 264

## Préface

La présente thèse explore la possibilité d'une composante exploratoire au sein de l'oscillation posturale. Cinq expériences y sont présentées sous forme d'articles. Trois d'entre elles (article 1 [chapitre 4], article 2 [chapitre 5] et article 5 [chapitre 8]) visent directement à répondre à l'objectif général du projet doctoral. Deux autres articles (article 3 [chapitre 6] et article 4 [chapitre 7]) servent de travaux préliminaires en vue de la réalisation de l'expérience du chapitre 8.

Les objectifs et les expériences ont été définis en collaboration avec le directeur de recherche, M. Yves Lajoie. L'ensemble de la thèse a été dirigé par Lucas Michaud, avec l'aide d'étudiants pour la collecte de données.

Toutes les analyses de données et statistiques, ainsi que la programmation des logiciels de collecte de données ont été effectuées par l'auteur de la thèse, Lucas Michaud. Les contributions spécifiques des différents auteurs, ainsi que les articles associés, sont présentées ci-dessous.

**Contribution détaillée**

Lucas Michaud	Auteur de la thèse Rédaction et révision des articles 1, 2, 3, 4 et 5 Programmation du logiciel Labview Programmation du logiciel Matlab Programmation Arduino Analyses de données Analyses statistiques Conceptualisation Collecte de données Rédaction de la demande d'éthique
Yves Lajoie (Ph. D.)	Aide à l'élaboration du protocole de recherche Aide à la conception de l'appareillage Révision des articles 1, 2, 3, 4 et 5 Révision de la thèse Conceptualisation
Leila Turgeon	Collecte de données (article 1)
Christina Rose	Collecte de données (article 1)
Stéphane Babineau	Collecte de données (article 1)
Benoît Boudreau	Collecte de données (article 1)
Laurent Pommier	Collecte de données (article 2)
Valérie Grondin	Collecte de données (article 2)
Spencer Giddings	Collecte de données (article 2)
Brandon Paquet	Collecte de données (article 2)
Fanie Laniel	Collecte de données (article 3 et 5) Aide à la rédaction (article 3)
Dominique Desjardins	Collecte de données (article 4)
Alexandre Perrault	Collecte de données (article 4)
Anne-Sophie Mayer	Collecte de données (article 4)
Marc-Olivier Sauvé	Collecte de données (article 4)
Renée Desjardins	Collecte de données (article 4)
Rose Lussier	Collecte de données (article 5)
Fanie Laniel	Collecte de données (article 5)
Melissa Séguin	Collecte de données (article 5)
Étienne Vandal	Collecte de données (article 5)
Samuel Baulac	Collecte de données (article 5)

**Articles associés à cette thèse**

Chapitre 4 (article 1) : **Michaud, L.**, Rosa, C., Turgeon, L., Babineau, S., Boudreau, B. & Lajoie, Y. (2025) Effect of full-body immobilization on center of pressure complexity in open- and closed-eyes conditions. *Gait & Posture*, In Press.

<https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2025.109980>

Chapitre 5 (article 2) : Michaud, L., Pommier, L., Grondin, V., Giddings, S., Brandon, P. & Lajoie, Y. Immobilizing the Center of Mass through Multi-Segment versus Localized Restraints: Its Impact on the Center of Pressure Behaviour. *Motor Control*. In Press.

Chapitre 6 (article 3) : **Michaud, L.**, Laniel, F., & Lajoie, Y. (2024). Increasing Visual Biofeedback Scale Changed Postural Control Complexity. *Applied Psychophysiology and Biofeedback*, 42(2), 291-299. <https://doi.org/10.1007/s10484-023-09619-w>

Chapitre 7 (article 4) : **Michaud, L.**, Desjardins, D., Perrault, A., Mayer, A-S., Sauvé, M-O., Desjardins, R. & Lajoie, Y. (2025) Visual Biofeedback and Postural Control: Exploring Potential Unconscious Visual Integration. *Journal of Motor Behavior*, In Press.

<https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2025.109980>

Chapitre 8 (article 5) : **Michaud, L.**, Lussier, R., Laniel, F., Séguin, M., Vandal, É., Baulac, S. & Lajoie, Y. Effect of Visual Biofeedback on Centre of Pressure Displacement During Belt-Induced Centre of Mass Immobilization: Possible Evidence of Exploratory Behaviour. En préparation pour le journal *Ecological Psychology*

## Liste d'abréviations

Note : Les abréviations utilisées dans les sections générales de cette thèse peuvent différer de celles employées dans les articles inclus, notamment en raison de la langue de publication. Certaines abréviations peuvent ainsi varier selon les contextes propres à chaque article.

<b>Terme français</b>	<b>Acronyme français</b>	<b>Terme anglais</b>	<b>Acronyme anglais</b>
Centre de pression	CdP	Center of pressure	COP
Centre de masse	CdM	Center of mass	COM
Entropie d'échantillon	SampEn	Sample entropy	SampEn
Vélocité moyenne	-	Mean velocity	mVel
Aire de l'ellipse de confiance à 95%	-	Area of 95% confidence ellipse	Area
Écart-type	ÉT	Standard deviation	SD
Médio-latérale	ML	Mediolateral	ML
Antéro-postérieur	AP	Anteroposterior	AP
Transformation en ondelettes continue	CWT	Continuous wavelet transform	CWT
Transformation en ondelettes discrète	DWT	Discret wavelet transform	DWT
Système nerveux central	SNC	Central nervous system	CNS
Rétroaction biologique	-	Biofeedback	FB (Article 3) BF (Articles 4 et 5)
Transformation de Fourier rapide	FFT	Fast Fourier Transform	FFT
Transformation en rapport logarithmique isométrique	Ilr	Isometric log-ratio transformation	Ilr
Analyse de variance	ANOVA	Analysis of variance	ANOVA

## **Chapitre 1 : Introduction générale**

Le contrôle postural fait partie intégrante de notre quotidien, nous permettant d'interagir efficacement avec notre environnement sans tomber ou se blesser. Il est essentiel pour accomplir diverses tâches motrices allant d'activités simples, telles que rester debout immobile, à des actions plus complexes comme la marche ou la manipulation d'objets (Woollacott & Shumway-Cook, 1996). Malgré son importance, environ un tiers des personnes âgées chutent chaque année en raison d'un contrôle postural déficient, représentant un enjeu de santé publique majeur dont les coûts dépassent deux milliards de dollars annuellement au Canada (Scott et al., 2010). Ces données mettent en évidence l'importance de la recherche sur le contrôle postural pour répondre à cet enjeu de santé publique.

La recherche fondamentale sur le contrôle postural s'intéresse particulièrement au phénomène d'oscillation posturale; le mouvement perpétuel et involontaire du corps en position debout (Samuel, 2015). Traditionnellement, l'amplitude de ces oscillations est considérée comme un indicateur de la qualité du contrôle postural : de grandes oscillations suggèrent un contrôle inefficace, tandis que des oscillations réduites reflètent une meilleure performance (Paillard, 2016). Le consensus scientifique veut que cette oscillation soit causée principalement par des délais (Peterka, 2002; Zatsiorsky & Duarte, 1999) ou du bruit (Loram et al., 2011; Van Der Kooij & De Vlugt, 2007) dans les systèmes sensoriels et moteurs régulant la posture.

Depuis quelques années, cependant, certains auteurs suggèrent que ces oscillations pourraient aussi avoir une fonction exploratoire (Carpenter et al., 2010; Riccio, 1993; Riccio & Stoffregen, 1988; Riley, Mitra, et al., 1997; Stergiou et al., 2006; Van der Kooij et al., 2011; Zatsiorsky & Duarte, 1999). Cette hypothèse, issue de la perspective écologique de Gibson (Gibson, 1962), considère que l'oscillation permettrait au système nerveux central (SNC) de

collecter activement des informations sensorielles pour renforcer la stabilité posturale. Carpenter et al. (2010) ont été les premiers à démontrer empiriquement cette hypothèse, observant une augmentation du mouvement<sup>1</sup> du centre de pression (CdP) lors de l'immobilisation complète du corps. Il a aussi été montré que cette augmentation se produisait indépendamment de la vision (yeux ouverts ou fermés) (Carpenter et al., 2010), était accentuée lors de la présence d'une rétroaction biologique (*biofeedback*) visuelle du CdP (Murnaghan et al., 2011) et persistait lorsque les participants étaient informés de l'immobilisation (Murnaghan et al., 2013). Ensemble, ces résultats soutiennent l'idée d'un comportement exploratoire, le corps cherchant activement des stimulations sensorielles malgré l'immobilisation. Bien que pionnières, ces études comportent cependant des limitations importantes. Entre autres, elles utilisent exclusivement des mesures de variabilité du CdP et ignorent sa dynamique ou complexité, n'effectuent qu'un seul essai par condition, et emploient un protocole d'immobilisation peu représentatif des situations naturelles.

Les différentes limitations des études de Carpenter et al. (2010) et de Murnaghan et al. (2011, 2013) restreignent l'interprétation des résultats. En particulier, il demeure difficile d'expliquer pourquoi l'absence d'information visuelle n'a eu aucun effet additionnel sur le mouvement du CdP lors de l'immobilisation du corps, ni pourquoi la rétroaction visuelle a plutôt accentué ce mouvement. La présente thèse vise donc à revisiter et approfondir l'hypothèse exploratoire du contrôle postural en abordant ces limitations méthodologiques. Dans un premier temps, l'expérience originale de Carpenter et al. (2010) sera réexaminée à l'aide de mesures additionnelles du CdP, notamment non linéaires, et d'un protocole expérimental amélioré, incluant un plus grand nombre d'essais, afin de mieux comprendre le rôle de la vision lors de

---

<sup>1</sup>En physique vectorielle, le terme « déplacement » fait référence à la différence entre deux positions. Toutefois, certains chercheurs en posturographie, dont Carpenter et al. (2010), l'emploient pour désigner le mouvement global [du centre de pression], généralement quantifié par de mesures telles que la variabilité, la vitesse ou la longueur du trajet. Pour des raisons de consistance, « déplacement » sera utilisé dans ce même sens au long de cette thèse.

l'immobilisation. Ensuite, un dispositif d'immobilisation plus écologique sera développé et évalué afin de mieux représenter les comportements posturaux naturels. Enfin, l'effet de la rétroaction biologique visuelle en condition d'immobilisation sera réévalué à l'aide du protocole optimisé, dans le but de déterminer si le comportement du CdP observé peut effectivement être attribué à une fonction exploratoire. Parallèlement, l'effet général de la rétroaction visuelle sur le CdP sera examiné de manière isolée afin de mieux comprendre les mécanismes impliqués.

## **Chapitre 2 : Revue de la littérature**

### **2.1 Le contrôle postural**

Se tenir debout ou effectuer un mouvement dans son environnement peut paraître anodin, mais ces actions nécessitent une implication importante du SNC (Woollacott & Shumway-Cook, 1996). Le contrôle postural est défini comme étant la capacité du SNC à maintenir l'orientation, la stabilité et l'équilibre du corps en fonction des caractéristiques de l'environnement (Massion, 1994). L'orientation posturale correspond à la capacité à positionner le corps de manière appropriée pour percevoir et agir efficacement dans l'environnement (Horak, 2006; Massion, 1994). L'équilibre postural, quant à lui, est un état mécanique défini par la nullité de la somme des forces et des moments de forces agissant sur le corps ( $\Sigma F=0$ ,  $\Sigma M=0$ ), tandis que la stabilité fait référence à la dynamique du système, c'est-à-dire à sa capacité à maintenir ou retrouver l'équilibre face aux perturbations (Horak, 2006; Massion, 1994). Le contrôle postural est également influencé par la position du corps dans l'environnement. En station debout (c.-à-d. debout sur deux jambes), le polygone formé par les pieds, appelé base de sustentation, délimite les limites de stabilité de la personne. Plus la base de sustentation est large, plus le risque de chute diminue.

En station debout, le corps humain n'est jamais totalement en équilibre (Samuel, 2015). Il oscille constamment dans différentes directions, malgré un effort physique et cognitif (Richer et

al., 2017). Plusieurs facteurs expliquent pourquoi cette oscillation persiste. D'une part, l'environnement avoisinant est en lui-même déstabilisant : des forces extrinsèques changeantes, telles que la gravité ou le vent, agissent en permanence sur le corps (Duarte & Freitas, 2010). D'autre part, des facteurs intrinsèques, tels que les battements cardiaques ou la respiration, contribuent également à la déstabilisation constante du corps (Soames & Atha, 1982). Le SNC doit donc continuellement répondre à ces forces déstabilisantes et s'y adapter pour maintenir la posture.

À partir de ces concepts de base du contrôle postural, il semblerait logique d'associer un bon contrôle postural à un système capable de rester en équilibre et stable, et donc, capable de compenser efficacement les forces déstabilisantes. Toutefois, la réalité est plus complexe. En plus des forces internes et externes, le SNC doit composer avec ses propres limitations. L'oscillation posturale est ainsi régulièrement associée à des phénomènes de délai et de bruit dans les systèmes sensorimoteurs impliqués dans le contrôle postural. On observe notamment un délai neural d'environ 180 à 500 ms (Asai et al., 2009; Gawthrop et al., 2011; Janusz et al., 2016; Loram, 2015; Peterka, 2002), ainsi que des fluctuations aléatoires au sein des voies sensorimotrices (Kiemel et al., 2002; Peterka, 2002; Van Der Kooij et al., 2001), pouvant entraîner une variabilité de l'activité musculaire et des corrections posturales inexactes (Werness & Anderson, 1984). Même si certains aspects du contrôle postural peuvent être assurés par des réflexes posturaux, un délai de latence entre la détection de la perturbation et la réponse posturale peut tout de même être observé, variant de moins de 20 ms (Stépán & Kollár, 2000) à 120ms (Carpenter et al., 1999). Le maintien de la posture exige donc non seulement de gérer les forces déstabilisantes internes et externes, mais aussi de composer avec les limites intrinsèques du système nerveux (Winter et al., 1998).

### *2.1.1 L'information sensorielle au sein du contrôle postural*

Le contrôle de la posture repose sur l'intégration d'informations sensorielles. Il est reconnu que le SNC utilise principalement trois systèmes sensoriels pour obtenir l'information nécessaire au maintien de la stabilité posturale en station debout : le système visuel, vestibulaire et proprioceptif.

Le système visuel est souvent considéré comme l'une des sources sensorielles les plus importantes (Berencsi et al., 2005). Regarder des cibles statiques dans l'environnement permet d'obtenir des ancrages visuels fournissant des références spatiales utiles au maintien de la posture (Wade & Jones, 1997). À l'intérieur même de la vision, une attention particulière est portée au flux optique, c'est-à-dire au mouvement apparent des objets fixes dans l'environnement projeté sur la rétine (Gibson, 1950). Plus précisément, le flux optique périphérique jouerait un rôle central dans le maintien de la posture, car il fournit une information globale sur le mouvement relatif entre le corps et l'environnement (Horiuchi et al., 2017; Piponnier et al., 2009; Raffi & Piras, 2019). Bien que le flux optique central puisse également contribuer au contrôle postural, son rôle est considéré comme moindre, la vision centrale étant davantage impliquée dans l'identification des caractéristiques physiques d'objets spécifiques plutôt que dans l'analyse des caractéristiques spatiales globales de l'environnement (Berencsi et al., 2005). Le flux optique associé à des objets immobiles devient possible grâce au mouvement de la tête, lequel résulte lui-même des oscillations naturelles du corps. Sans ce mouvement, aucune expansion du champ visuel sur la rétine ne peut se produire (Fitzpatrick & McCloskey, 1994). En l'absence du flux optique, si la tête est immobile par exemple, l'oscillation posturale serait comparable à celle observée sans information visuelle (Horiuchi et al., 2017).

Le système vestibulaire joue également un rôle clé dans le contrôle postural (Cullen et al., 2011). Les canaux semi-circulaires et les otolithes, situés dans l'oreille interne, renseignent le SNC sur l'orientation et les accélérations de la tête. Plus spécifiquement, les otolithes détectent à la fois l'accélération gravitationnelle, par exemple lors d'une inclinaison du corps, et l'accélération linéaire produite par une translation. Cette redondance rend cependant les otolithes incapables de distinguer si une variation d'accélération est due à une inclinaison ou à un déplacement linéaire (Kandel et al., 2014). Les canaux semi-circulaires, pour leur part, renseignent sur les accélérations angulaires de la tête dans les trois plans de rotation (Mergner et al., 2009). Lorsqu'une inclinaison corporelle se produit, des changements dans l'accélération angulaire sont détectés, permettant au système vestibulaire d'informer sur la direction et l'amplitude du mouvement. Cependant, l'information provenant des canaux semi-circulaires est naturellement bruitée au niveau des basses fréquences, ce qui limite la précision de l'intégration de la position et de la vitesse de la tête. Ce bruit provoquerait une dérive progressive du signal vestibulaire au fil du temps (Mergner et al., 2009).

Le système proprioceptif constitue le troisième pilier du contrôle postural en station debout. Il regroupe principalement les fuseaux neuromusculaires, les organes tendineux de Golgi, les récepteurs articulaires, ainsi que les récepteurs cutanés. Les fuseaux neuromusculaires renseignent sur la position et l'état d'étirement des muscles (Henry & Baudry, 2019; Paillard, 2016), tandis que les organes tendineux de Golgi informent sur la tension exercée au niveau des tendons musculaires (Paillard, 2016). Par exemple, un étirement du muscle gastrocnémien signale au SNC que le corps bascule vers l'avant. Les récepteurs articulaires, quant à eux, détectent l'orientation des segments corporels dans l'espace (Paillard, 2016). Toutefois, en utilisant une anesthésie locale, certains travaux ont suggéré que les récepteurs articulaires de la cheville ne contribueraient que

peu au contrôle postural en station debout, bien que cette interprétation semble dépendre de la technique d'anesthésie utilisée (McKeon & Hertel, 2008). Certains de ces récepteurs ne déchargent qu'à proximité des limites mécaniques du mouvement articulaire (Macefield, 2021). Les récepteurs cutanés jouent également un rôle complémentaire. Ceux situés au niveau des pieds renseignent sur les caractéristiques de la surface de support et sur la distribution des pressions plantaires, fournissant ainsi des informations sur la position du corps par rapport au champ gravitationnel (Paillard, 2016). D'autres récepteurs cutanés, répartis sur l'ensemble du corps, informent sur l'orientation et le mouvement à travers les déformations de la peau lors des mouvements corporels (Loram, 2015).

Il est possible d'intervenir expérimentalement pour stimuler ou inhiber sélectivement ces systèmes sensoriels afin d'étudier leur contribution respective. Par exemple, fermer les yeux supprime l'information visuelle (Schmuckler & Tang, 2019), tandis que placer une personne devant un écran affichant un environnement en mouvement entraîne des réactions posturales compensatoires dans la même direction que ce mouvement (Assländer & Peterka, 2014). Le système vestibulaire peut être perturbé à l'aide de stimulations galvaniques, qui altèrent les signaux vestibulaires (Wardman et al., 2003), ou encore par la simple orientation de la tête, qui modifie la référence gravitationnelle perçue et augmente l'oscillation (Johnson & Van Emmerik, 2012). Au niveau proprioceptif, l'utilisation de vibrateurs (Patel et al., 2008), de garrot (Konradsen et al., 1993), de bains glacés (Patel et al., 2011) ou autres types d'anesthésie locale (McKeon & Hertel, 2008) peut inhiber la qualité du signal transmis au SNC et augmenter l'oscillation. Il est également courant d'utiliser de la mousse sous les pieds afin de réduire la précision des récepteurs cutanés plantaires (Creath et al., 2005).

Dans certains cas, venir manipuler un seul système sensoriel peut avoir un effet limité. Dans le même ordre d'idée, des individus privés d'un de ces systèmes sensoriels comme les personnes atteintes de troubles visuels (Schwesig et al., 2011), de troubles somatosensoriels liés à une désafférentation (Blouin et al., 2007) ou de troubles vestibulaires (Peterka, 2002), demeurent tout de même capables de maintenir une certaine posture, bien que leur contrôle puisse être altéré. Ce phénomène est attribuable à la redondance entre les systèmes sensoriels et à la capacité du SNC à repondérer l'importance relative des différentes sources d'information (Peterka, 2002). Le concept de repondération sensorielle (*sensorial reweighting*) stipule que le SNC est en mesure d'ajuster dynamiquement la contribution de chaque système sensoriel en fonction de la qualité de l'information disponible (Barela et al., 2013; Hwang et al., 2014; Peterka, 2002). Par exemple, en l'absence de vision ou lorsque la vision est perturbée par un environnement en mouvement, la proprioception et le système vestibulaire peuvent devenir plus déterminants pour le maintien de la posture (Peterka, 2002). Toutefois, ce mécanisme de repondération sensorielle n'est pas parfait et peut entraîner des altérations du contrôle postural, notamment lorsque les systèmes sensoriels restants ne sont pas suffisamment efficaces pour assumer seuls cette fonction (Donker et al., 2007; Hwang et al., 2014; Peterka, 2002).

Outre les systèmes sensoriels périphériques, certaines structures cérébrales contribuent également au maintien postural (Paillard & Noé, 2015). Le cervelet a été particulièrement étudié pour son rôle dans la composition des modèles internes, un rôle dont l'importance est mise en évidence par les troubles du contrôle postural observés en cas de lésion cérébelleuse (Cullen et al., 2011; Hufschmidt et al., 1980). Le contrôle postural serait aussi, en partie, un processus automatique, c'est-à-dire géré sans intervention consciente par des structures sous-corticales comme le tronc cérébral et la moelle épinière (Boisgontier et al., 2013).

Les différentes structures et systèmes impliqués dans le contrôle postural permettent de générer des mouvements de correction, par rétroaction ou anticipation, basés sur le modèle interne de la posture (Horak & Macpherson, 1996; Osler et al., 2013). Dans un système basé sur la rétroaction (*feedback control*), l'information sensorielle est transmise via les voies ascendantes vers le SNC, où elle est intégrée afin de produire des ajustements posturaux en réponse à l'état actuel du corps. À l'inverse, dans un mécanisme anticipatoire (*feedforward control*), l'information sensorielle est utilisée pour prédire l'évolution future de la posture et initier des ajustements préventifs avant même qu'une perturbation ne survienne. Ces ajustements posturaux anticipatoires sont notamment utilisés pour compenser les perturbations de l'équilibre induites par des actions volontaires (Adkin et al., 2002).

### 2.1.2 La cinétique et la cinématique du contrôle postural

Le contrôle postural peut être évalué de différentes manières. En clinique, l'observation porte principalement sur l'exécution motrice : comment la personne effectue-t-elle ses mouvements? Divers tests sont utilisés pour cette évaluation, tels que le test de Tinetti ou le *Timed Up and Go*. Bien que ces tests soient utiles pour évaluer globalement la stabilité fonctionnelle, ils restent superficiels dans la mesure où ils n'informent pas directement sur les mécanismes sous-jacents au contrôle de la posture et ne donnent qu'une indication générale de son efficacité (Paillard & Noé, 2015).

En recherche fondamentale, l'intérêt se porte davantage sur la manière dont l'oscillation posturale est régulée. Typiquement, un participant est placé en station debout et son oscillation est mesurée (Samuel, 2015). Celle-ci peut être évaluée à travers le mouvement global du corps, l'activité musculaire ou les forces de réaction au sol (Winter et al., 1996, 1998). Afin de contrôler la posture, le SNC intègre les informations issues des différents systèmes sensoriels et génère les

ajustements nécessaires pour maintenir une position stable. Plus spécifiquement, il est suggéré que le but principal du SNC, en situation orthostatique, serait de maintenir le centre de masse (CdM - point où la masse totale du corps est équilibrée) à l'intérieur de la base de sustentation (Carpenter et al., 2010; Winter, 1995). Tant que le CdM demeure à l'intérieur de cette base, une chute est mécaniquement impossible (Paillard, 2016). Cette importance accordée au CdM explique pourquoi certains chercheurs se concentrent sur l'analyse du mouvement du CdM pour étudier le contrôle postural (Corriveau et al., 2001).

L'étude du mouvement du CdM, bien qu'intéressante, n'informe cependant que sur le résultat du contrôle postural (c.-à-d. la manière dont le corps se déplace). Certains éléments essentiels sont manquants pour bien saisir les mécanismes sous-jacents à ce contrôle (ex. quels processus initient et modulent ce mouvement ?). En station debout, le mouvement corporel est possible grâce, d'une part, aux contractions musculaires des membres inférieurs, et d'autre part, à l'interaction mécanique entre les pieds et le sol (Paillard, 2016). Étant donné le contact des pieds avec le sol, les contractions musculaires ont pour effet de modifier la position du centre de pression (CdP - la résultante des forces verticales au sol). Par principe d'action-réaction, déplacer le CdP permet de générer un moment de force sur le corps, entraînant un déplacement du CdM (Winter, 1995). Par exemple, une flexion plantaire déplacera le CdP vers l'avant, ce qui créera un moment de force basculant le corps vers l'arrière. Ainsi, en ajustant la position du CdP dans différentes directions, le SNC contrôle activement la position du CdM afin de maintenir la stabilité. C'est pourquoi Winter et al. (1996) décrivent le CdP comme étant « la réponse neuromusculaire nette au contrôle du [CdM] passif ». Par conséquent, l'étude du contrôle postural orthostatique se fait principalement par l'analyse du CdP (Samuel, 2015).

Le contrôle postural orthostatique est régulièrement associé à un modèle de pendule inversé, où le corps serait contrôlé principalement par les chevilles comme un seul segment rigide supportant le CdM (Winter et al., 1998). Ce modèle est largement utilisé pour simplifier la représentation du contrôle postural (Paillard, 2016). Cependant, bien que l'activité musculaire des chevilles puisse expliquer une grande partie de l'oscillation posturale (Fitzpatrick & McCloskey, 1994), notamment dans la direction antéro-postérieure (AP) (Winter et al., 1996), d'autres segments corporels interviennent également (Creath et al., 2005). Le contrôle médio-latéral (ML), par exemple, dépend davantage des ajustements réalisés au niveau des hanches (Winter et al., 1996). Certains auteurs suggèrent aussi une interaction cheville-hanche dans les deux directions, indiquant que ces contributions ne seraient pas entièrement indépendantes l'une de l'autre (Gatev et al., 1999). De plus, certaines études proposent une dynamique multisegmentaire plus complexe, avec des relations en phase et en antiphase entre le tronc et les jambes (Creath et al., 2008; Sasagawa et al., 2009). Des études récentes ont également montré que des modèles multisegmentaire étaient plus appropriés pour modéliser la cinématique du mouvement lors de tâches posturales statiques (Duchene et al., 2021; Kilby et al., 2015).

## **2.2 Hypothèse d'exploration**

### *2.2.1 L'oscillation comme indication de performance*

Considérant la relation entre le CdP et le CdM, il est clair que l'évaluation de ces mouvements peut renseigner sur la capacité du SNC à contrôler la posture. Comme déjà discuté, le SNC doit faire face à différentes limitations qui affectent l'efficacité de son contrôle. Il doit non seulement composer avec le bruit et les délais posturaux, mais aussi résister en permanence à des forces déstabilisantes (Winter et al., 1998). Ces contraintes entraînent la nécessité de produire des corrections posturales fréquentes, sans pour autant qu'elles soient tout le temps efficace. Le CdP se retrouve ainsi dans une dynamique constante de poursuite du CdM, entraînant une oscillation

continue. Le mouvement du CdM ou du CdP est ainsi reconnu par plusieurs comme étant une indication de la qualité du contrôle postural; plus le mouvement est grand, moins performant est le contrôle (Paillard & Noé, 2015). Cette interprétation est particulièrement présente en milieu clinique, où de grandes oscillations sont souvent associées à des déficits de contrôle postural.

### 2.2.2 *L'oscillation comme indication d'exploration*

Certaines études viennent nuancer ce lien direct entre oscillation et performance. Par exemple, il a été montré que des danseurs professionnels peuvent présenter une oscillation relativement importante malgré un contrôle postural optimisé (Simmons, 2005). À l'inverse, des personnes atteintes de la maladie de Parkinson peuvent démontrer de petites oscillations malgré un contrôle rigide et inefficace face aux perturbations (Schieppati et al., 1994). Ces observations remettent en question l'association traditionnelle entre petite oscillation et bon contrôle, et ouvrent la voie à d'autres interprétations. Notamment, certains auteurs suggèrent que l'oscillation posturale pourrait également refléter un comportement exploratoire (Carpenter et al., 2010; Riccio, 1993; Stoffregen & Riccio, 1988).

Introduit par les travaux de Riccio et Stoffregen (Riccio, 1993; Riccio & Stoffregen, 1988; Stoffregen & Riccio, 1988), le concept d'oscillation exploratoire avance que la variabilité du mouvement postural pourrait refléter une activité exploratoire active. S'appuyant sur la perspective écologique d'Eleanor Gibson et James Gibson (Gibson, 1970, 1988, 1950, 1962), Riccio et Stoffregen suggèrent que le système nerveux utilise le mouvement pour recueillir de l'information sur l'environnement afin de déterminer les possibilités d'action motrice offertes par ce même environnement. Toutefois, ils ne présentent pas de données expérimentales concrètes pour démontrer cette hypothèse, s'appuyant plutôt sur des résultats indirects issus de la littérature.

La perspective écologique est centrale au concept d'exploration par le mouvement. Au fil de plusieurs décennies de recherche, Gibson et Gibson (ex. Gibson, 1970, 1988, 1962) ont mis de l'avant cette perspective selon laquelle l'interaction entre l'animal et son environnement est guidée par la perception des affordances<sup>2</sup> (de l'anglais *to afford*), c'est-à-dire les opportunités d'action que l'environnement offre à l'animal (Gliga, 2018; Luyat & Regia-Corte, 2009). Cependant, les affordances ne sont pas nécessairement présentes à la naissance (Gibson, 1988) et se développent en fonction des caractéristiques et des expériences des individus (Adolph & Kretch, 2015). Par exemple, une chaise haute afforde à un adulte la possibilité de s'asseoir facilement, alors que pour un enfant, cette même chaise afforde plutôt l'escalade en raison de ses capacités physiques limitées. Afin de développer ces affordances, Gibson suggère que la variabilité de l'action motrice permettrait d'explorer l'environnement et de calibrer les possibilités d'actions (Gibson, 1988). Par exemple, un bambin qui apprend à atteindre un objet avec sa main présente normalement une grande variabilité dans son mouvement, ce qui lui permettrait d'explorer les paramètres moteurs et de calibrer son système nerveux (Thelen et al., 1993). L'expérience acquise par l'exploration aurait même un impact plus important sur le développement des affordances que les caractéristiques physiques de l'individu (Kingsnorth & Schmuckler, 2000; Zwart et al., 2005).

L'application de la perspective écologique aux mouvements posturaux par Riccio et Stoffregen (Riccio, 1993; Riccio & Stoffregen, 1988; Stoffregen & Riccio, 1988), bien que théorique, jette les bases d'une relecture fonctionnelle de l'oscillation posturale au-delà de son interprétation comme simple bruit ou inefficacité. Depuis, plusieurs auteurs ont fait mention du concept d'exploration dans leurs études, mais principalement dans le but de justifier des comportements posturaux sans pour autant appuyer leur interprétation avec des preuves tangibles

---

<sup>2</sup> Aucune traduction française officielle n'existe à ce jour.

(ex. Bermejo et al., 2018; Clark & Riley, 2007; Dettmer et al., 2015; Mei et al., 2013; Negahban et al., 2016; Prado-rico et al., 2018; Pua et al., 2011; Quatman-Yates et al., 2015; Rhine et al., 2015; Riley, Wong, et al., 1997; Riley, Mitra, et al., 1997; Šarabon et al., 2018; Van Emmerik & Van Wegen, 2000). Par exemple, Quatman-Yates et al. (2015) ont observé une augmentation de la variabilité du CdP chez des enfants post-commotion, et ont émis l'hypothèse que cette variabilité accrue pourrait refléter un besoin d'exploration plus important, soit pour compenser une défaillance de l'exploration, soit en raison d'un besoin accru d'afférences sensorielles. Or, cette hypothèse repose uniquement sur un changement de la variabilité du CdP et demeure donc spéculative. Dans le même ordre d'idée, Riley et al. (1997) ont observé que l'amplitude du CdP était réduite lors d'une inclinaison du corps vers l'avant, ce qu'ils ont attribué à une meilleure détectabilité des limites de la stabilité. Selon eux, cette capacité de détection pourrait être influencée par l'exploration, laquelle pourrait être modulée en fonction des besoins. Or, cette interprétation repose uniquement sur des changements de magnitude du CdP et pourrait tout aussi bien s'expliquer par des contraintes biomécaniques. (Riley, Mitra, et al., 1997).

### *2.2.3 Complexité du mouvement et exploration*

Basée sur la perspective écologique, l'exploration par le mouvement a souvent été attribuée à la variabilité du mouvement (Riccio, 1993; Riccio & Stoffregen, 1988; Stoffregen & Riccio, 1988). Par exemple, Rajachandrakumar et al. (2018) ont observé que leurs participants étaient plus aptes à contrer une perturbation sans devoir effectuer un pas pour maintenir l'équilibre lorsqu'ils présentaient une plus grande variabilité du CdP avant ladite perturbation. Cependant, la variabilité du mouvement est une mesure qui renseigne sur la magnitude du déplacement, sans pour autant permettre de quantifier adéquatement la complexité du signal. Certains suggèrent que cette complexité pourrait aussi jouer un rôle dans l'exploration motrice, notamment en situation orthostatique (Deffeyes et al., 2009; Sabatini, 2000; Stergiou et al., 2006).

Des études centrées sur les affordances ont démontré une relation positive entre la complexité de l'oscillation et la capacité à percevoir les possibilités d'action. Les participants présentant une plus grande complexité dans leurs oscillations étaient meilleurs pour percevoir leur capacité à se tenir sur un plan incliné (Doyon et al., 2019; Hajnal et al., 2022), à atteindre un objet dans un environnement virtuel (Doyon et al., 2021; Masoner et al., 2020) ou encore, à estimer la longueur d'une tige posée sur les épaules sans la voir (Palatinus et al., 2014). De manière similaire, Hajnal et al. (2016) ont montré que placer le pied d'un participant sur un plan incliné visuellement occlus, tout en restreignant le mouvement de la cheville à l'aide d'une attelle, réduisait sa capacité à percevoir la possibilité de se tenir debout sur ce plan. Fait intéressant, cette relation entre complexité du mouvement et perception d'affordance a été observée après analyse du CdP (Hajnal et al., 2022; Palatinus et al., 2014) ou du mouvement de la tête (Doyon et al., 2021; Masoner et al., 2020). À cet effet, Doyon et al. (2019) suggèrent que, d'un point de vue d'affordance, le mouvement d'exploration à un niveau du corps (tête, tronc, etc.) est lié à celui des autres niveaux de manière dynamique, mais non uniforme. La complexité observée à chaque niveau serait donc propre à ce niveau spécifique, tout en s'inscrivant dans une organisation corporelle globale. Cette complexité permettrait d'intégrer les informations multisensorielles, telles que l'information visuelle en provenance des yeux et l'information haptique provenant des pieds.

Il est aussi suggéré que le niveau d'exploration utilisé par le SNC pour percevoir les affordances serait dépendant de la tâche (Palatinus et al., 2014). Masoner et al. (2020) ont utilisé un paradigme d'affordance dans lequel la tâche consistait à percevoir s'il était possible d'atteindre un objet dans un environnement virtuel, simplement en le regardant, et ce, dans trois postures différentes : pieds à la largeur des épaules, position tandem et posture de yoga dite de « l'arbre ». Ils ont observé que la relation entre la complexité du mouvement de la tête et la perception

d'affordance n'était présente que dans les conditions posturales difficiles (tandem et yoga). Les auteurs ont émis l'hypothèse qu'en situation instable, les repères corporels deviennent moins fiables et forcent ainsi le système nerveux à échantillonner davantage l'environnement à travers des mouvements plus variés et dynamiques afin de déterminer s'il est effectivement en mesure d'accomplir la tâche d'atteinte.

#### *2.2.4 Oscillation exploratoire comme composante de l'oscillation globale*

Parmi les différentes études portant sur le mouvement du corps et la perception d'affordances, l'oscillation exploratoire est souvent abordée de manière isolée. Or, elle ne constituerait en réalité qu'une composante du contrôle postural global, et serait modulée selon les situations (Masoner et al., 2020; Riley, Mitra, et al., 1997; Riley, Wong, et al., 1997). L'oscillation dite « de contrôle » et l'oscillation exploratoire ne seraient donc pas mutuellement exclusives. Le SNC doit ainsi parvenir à maintenir une stabilité suffisante tout en permettant une exploration efficace de l'environnement.

Dans le but de distinguer la composante de contrôle de celle liée à l'exploration, certains auteurs ont proposé différentes manières d'analyser le mouvement du CdP en s'appuyant sur ses caractéristiques temporelles. Riccio (1993) suggère que les oscillations exploratoires devraient être brèves et rapides, se produisant sur de courtes périodes, afin de préserver la stabilité. Gatev et al. (1999) proposent, quant à eux, que de petites oscillations permettent de sonder l'environnement immédiat sans compromettre l'équilibre. Il existerait ainsi un niveau de variabilité et de complexité posturale « optimal » afin de pouvoir explorer l'environnement sans mettre en danger l'état postural (Stergiou et al., 2006). Riley et al. (1997) postulent que lorsque le CdP a tendance à continuer dans la même direction sur de courtes périodes (un phénomène appelé persistance), cela pourrait indiquer un comportement exploratoire. À l'inverse, si le CdP change rapidement de

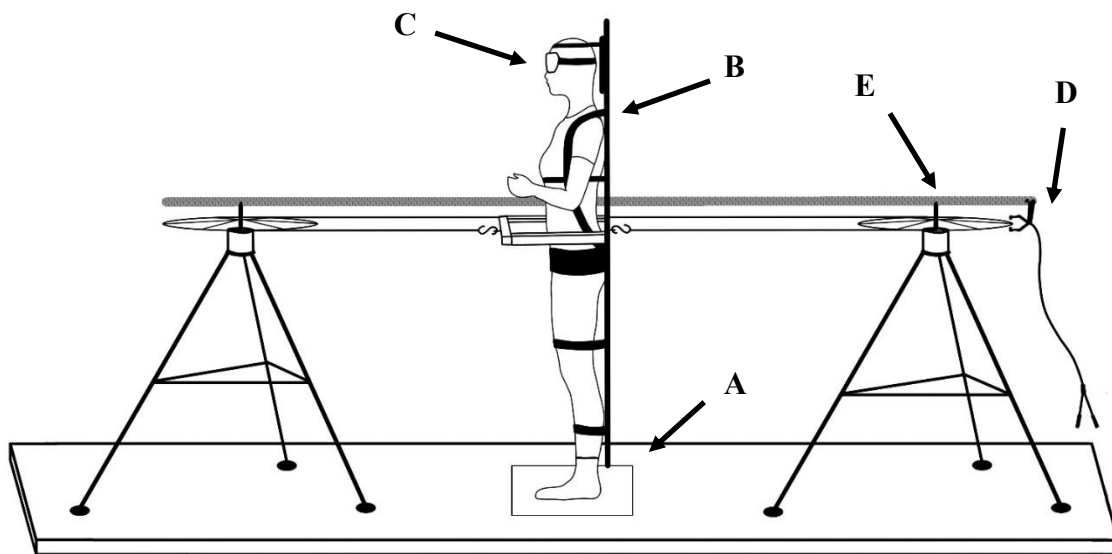
direction (appelé anti-persistence), cela traduirait plutôt une stratégie visant à maintenir la stabilité. De manière similaire, le modèle de Rambling et Trembling de Zatsiorsky et Duarte (1999) permettrait aussi une certaine division entre l'oscillation exploratoire et la composante de contrôle. Le Rambling représenterait la trajectoire continue d'un point de référence postural et serait associé à une activité exploratoire, tandis que le Trembling correspondrait à de petites oscillations autour de ce point migratoire et assurerait la stabilité. Cependant, ces modèles ont été peu discutés et testés empiriquement. Les composantes telles que la persistance ou le Rambling ont été associées à des comportements exploratoires sans preuve directe. Cependant, Fabre et al. (2021) ont montré, dans une étude portant sur l'activité cérébrale, que certains grands mouvements du CdP seraient activement générés dans le but d'augmenter la transmission sensorielle sous les pieds.

### *2.2.5 Effet de l'immobilisation sur le déplacement du centre de pression – une indication d'un comportement exploratoire*

Bien que certaines études aient évoqué le rôle potentiellement exploratoire de l'oscillation posturale, et que des liens aient été établis entre le mouvement corporel et la perception d'affordances, les recherches antérieures n'offrent tout au plus qu'une démonstration indirecte de l'existence d'une telle composante exploratoire. En 2010, Carpenter et al. (2010) ont toutefois proposé un paradigme expérimental permettant d'observer ce qui pourrait constituer une preuve tangible de ce rôle exploratoire au sein de l'oscillation posturale.

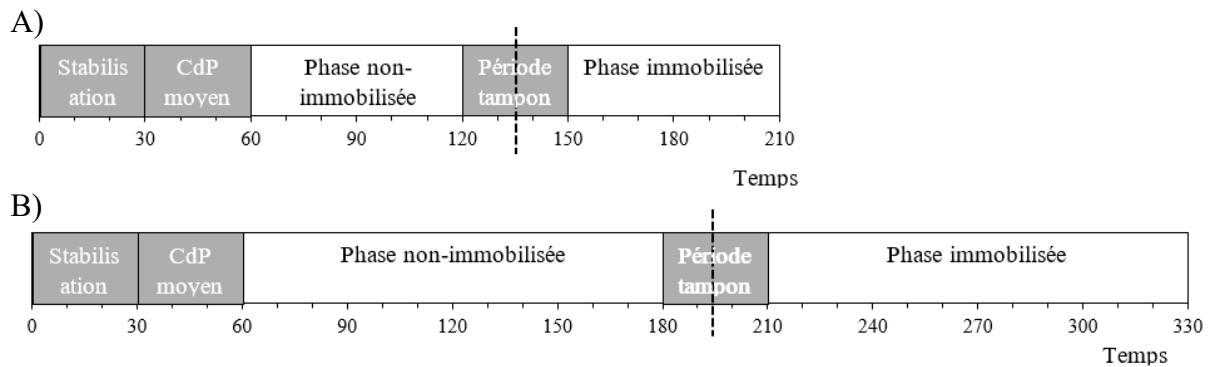
Dans leur étude, Carpenter et al. (2010) partent du principe que l'oscillation posturale reflète une tentative constante du SNC à maintenir le CdM en équilibre face aux forces déstabilisantes, malgré la présence de bruit et de délais dans les processus de contrôle. Selon cette logique, si le CdM était artificiellement stabilisé (immobilisé), le mouvement du CdP devrait diminuer, puisqu'il ne serait plus nécessaire de le déplacer pour corriger la position du CdM. Pour tester cette hypothèse, les auteurs ont conçu un dispositif permettant une immobilisation artificielle

du CdM en AP. Les participants devaient se tenir debout sur une plateforme de force tout en étant fermement attachés à une planche rigide allant de la tête aux mollets, ne leur permettant de bouger qu'au niveau des chevilles. Cette planche était ensuite reliée à un système de poulies fermé avec freins, permettant d'arrêter le mouvement sans que les participants en soient conscients (Figure 2.1). Contrairement à leur hypothèse initiale, l'immobilisation du CdM n'a pas mené à une diminution du mouvement du CdP (mesuré par sa variabilité), mais à une augmentation en AP. Cet effet était présent autant avec les yeux ouverts que fermés. Les auteurs ont interprété cette augmentation comme une indication d'un comportement exploratoire au sein de l'oscillation posturale ; le SNC chercherait à générer un mouvement du corps, malgré les contraintes d'immobilisation, en augmentant le mouvement du CdP pour retrouver les afférences sensorielles inhibées.



**Figure 2.1.** Vue latérale de l'appareil utilisé par Michaud et al. (2023), inspiré du modèle de Carpenter et al. (2010), pour immobiliser le mouvement du CdM dans l'axe antéro-postérieur. Les participants étaient attachés à une planche de bois reliée à un système de poulies en boucle fermée muni de freins. Une fois les freins appliqués, la planche, et donc le participant, étaient immobilisés. (A: plateforme de force; B: planche de bois; C: visière; D: frein; E: potentiomètre).

D'autres groupes de recherche ont par la suite repris ce paradigme d'immobilisation pour vérifier certaines explications alternatives. La figure 2.2 résume les différences procédurales entre ces études. Dans un premier temps, Murnaghan et al. (2011) ont repris le paradigme d'immobilisation de Carpenter et al. (2010), à la différence que les participants recevaient cette fois-ci une rétroaction visuelle en temps réel de la position du CdM et du CdP. Les résultats ont montré que l'immobilisation menait encore à une augmentation de la variabilité du CdP et que cette augmentation était même accentuée en présence de la rétroaction visuelle du CdP. Les auteurs ont interprété ces résultats comme une indication que le phénomène observé ne pouvait être attribué à une illusion sensorielle (c.-à-d., un décalage entre la position réelle du corps et l'information perçue par les récepteurs sensoriels des pieds et des chevilles), ni à une dérive posturale (*postural drift*). Dans une seconde étude, Murnaghan et al. (2013) ont montré que l'augmentation de la variabilité du CdP persistait même lorsque les participants étaient préalablement informés de leur future immobilisation. Les auteurs ont suggéré que ces résultats



**Figure 2.2.** Représentation de la séquence temporelle d'un essai utilisée par A) Carpenter et al. (2010), Murnaghan et al. (2011) et Michaud et al. (2023) et B) Murnaghan et al. (2013, 2014). Les sections en blanc représentent les périodes de l'essai utilisées pour l'analyse des données. La première période de 30 secondes est utilisée afin de permettre une stabilisation du CdP. Ensuite, la position moyenne du CdP est calculée sur une durée de 30 secondes. L'immobilisation du CdM (indiquée par la ligne pointillée) survenait 15 secondes après la fin de la phase non-immobilisée, et seulement si le CdP se trouvait à  $\pm 2$  écarts-types par rapport à la position moyenne calculée précédemment.

indiquaient que le phénomène observé ne pouvait pas non plus être expliqué par une mise à jour du modèle interne.

Utilisant un paradigme similaire, Michaud et al. (2023) ont étudié l'effet d'une double tâche cognitive sur le contrôle postural lors de l'immobilisation du CdM. Contrairement aux observations de Carpenter et al. (2010) et Murnaghan et al., (2011, 2013), la variabilité du CdP n'a pas augmenté lors de l'immobilisation. Cela dit, d'autres caractéristiques ont été modifiées par l'immobilisation : la fréquence et la vitesse du CdP ont diminué, suggérant tout de même un effet mesurable de l'immobilisation. Ultimement, même si le mouvement du CdP n'a pas augmenté, ces résultats soutiennent néanmoins l'hypothèse d'un comportement exploratoire au sein du contrôle postural. Si l'oscillation posturale n'était que le produit de bruit ou de délais moteurs, le mouvement du CdP aurait dû être considérablement réduit lors de l'immobilisation (Carpenter et al., 2010), ce qui n'a pas été le cas. De plus, le fait que le CdP continue de se déplacer de cette manière malgré un focus de l'attention dirigé hors de la posture suggère que cette composante exploratoire pourrait être, au moins en partie, automatique (Richer & Lajoie, 2020; Wulf, 2013). Cette interprétation est appuyée par les résultats de Murnaghan et al. (2014) qui, basé sur des mesures de cohérence cortico-musculaire, ont suggéré que l'augmentation de la variabilité du CdP lors de l'immobilisation ne serait pas principalement d'origine corticale, mais pourrait plutôt être générée par des structures sous-corticales, telles que le tronc cérébral, impliquées dans le contrôle automatique de la posture (Boisgontier et al., 2013).

Une autre étude a toutefois rapporté des résultats contradictoires aux études précédemment mentionnées. Gorjan et al. (2021) ont observé qu'une immobilisation du CdM réduisait significativement la variabilité et la vitesse du CdP, et ce, peu importe la condition sensorielle (yeux ouverts, yeux fermés ou avec toucher léger du doigt). Cependant, cette étude utilisait un

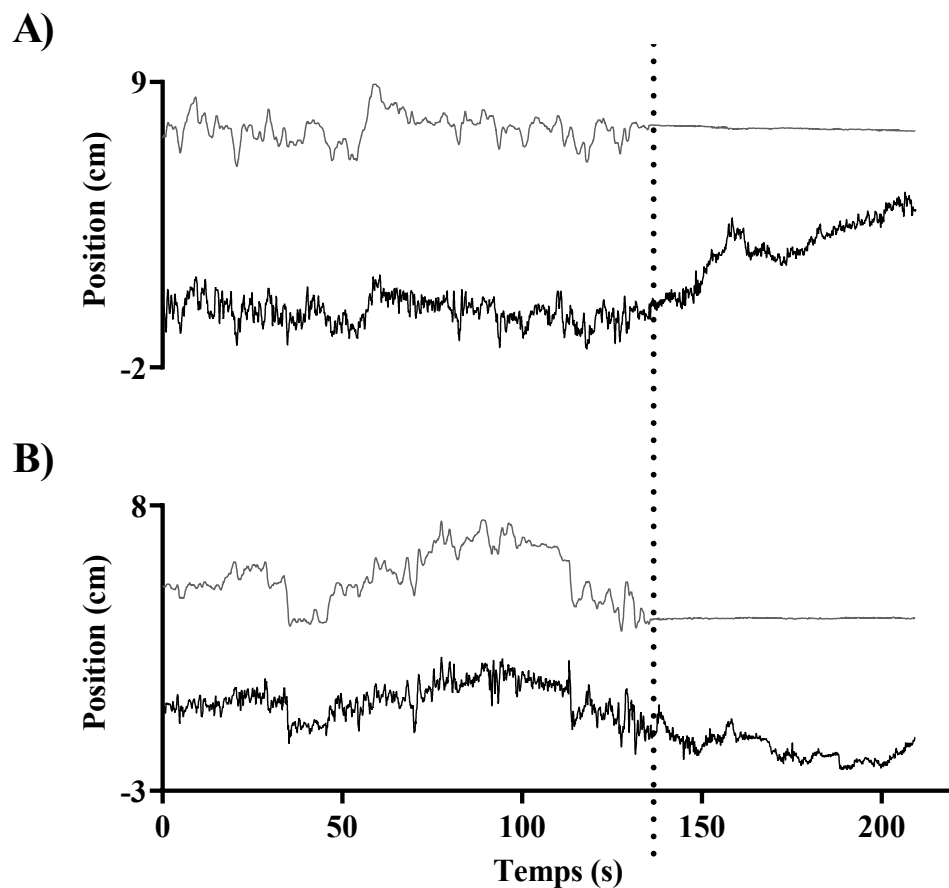
système robotisé de traction au niveau de la taille qui stabilisait le CdM de manière adaptative, n'offrant donc pas le même type d'immobilisation que les études de Carpenter et al. (2010), Murnaghan et al. (2011, 2013, 2014) et Michaud et al. (2023). Il n'est donc pas clair comment ce changement d'appareillage, passant d'une planche de bois à un système robotisé avec ceinture autour du CdM, pourrait influencer les résultats, compliquant ainsi la comparaison avec les études antérieures.

### 2.2.6 Effet de l'immobilisation sur le déplacement du centre de pression – indication d'une réaction positive de moment

Carpenter et al. (2010) et Murnaghan et al. (2011, 2013, 2014) interprètent leurs résultats comme une indication d'un comportement exploratoire au sein de l'oscillation posturale. Cependant, il est à noter que cette « augmentation » du mouvement du CdP est également caractérisée par une dérive (*drift*) (Figure 2.3); un mouvement lent et de basses fréquences du CdP (Michaud et al., 2023). Bien qu'il puisse être soutenu que cette dérive reflète une stratégie employée par le SNC pour générer du mouvement suite à l'immobilisation, d'autres suggèrent qu'elle pourrait plutôt émerger d'une réaction positive de couple (*positive torque feedback*) (Missen et al., 2023). Missen et al. (2023) s'appuient sur le modèle proposé par Peterka (2003) selon lequel si une personne est immobilisée dans une position non verticale ou non naturelle, le SNC tenterait de replacer le CdM dans une position plus neutre via l'action des chevilles, ce qui entraînerait une augmentation du mouvement du CdP dans une direction. Toutefois, en raison de l'immobilisation, cette tentative corrective déclencherait une réaction positive, menant à une dérive continue du CdP dans la direction en question. Pour tester cette hypothèse, Missen et al. (2023) ont repris le paradigme de Carpenter et al. (2010) et Murnaghan et al. (2011, 2013, 2014), mais en introduisant cette fois un déplacement contrôlé de la plateforme de force vers l'arrière (3 ou 6 mm) après l'immobilisation. Ils ont observé que la dérive du CdP augmentait

proportionnellement au recul de la plateforme. Bien que ces résultats suggèrent que la dérive du CdP puisse être associée à une rétroaction positive de couple, il demeure incertain si ce mécanisme est distinct ou interrelié au concept d'exploration posturale.

Il est aussi important de noter que le déplacement de la plateforme de force était effectué une fois que l'immobilisation avait débuté (Missen et al., 2023). Dans cette situation, il est certain qu'un décalage entre le CdP et le CdM est créé. L'explication par rétroaction positive semble



**Figure 2.3.** Exemple de mouvement de la corde attachée au niveau du CdM (ligne grise) et du CdP (ligne noire) lors d'un essai d'immobilisation, tiré de Michaud et al. (2023). La ligne pointillée indique le moment où les freins ont été appliqués pour immobiliser le corps. A) Le participant démontre une augmentation de la variabilité du CdP lors de la phase immobilisée. B) Le participant ne montre pas d'augmentation de la variabilité du CdP lors de la phase immobilisée.

plausible, car le corps est soudainement placé dans une configuration anormale et non naturelle, et est incapable de se replacer. Ceci dit, il n'est pas clair comment ce concept s'applique aux études antérieures de Carpenter et al. (2010) et Murnaghan et al. (2011, 2013, 2014). Si l'immobilisation survient lors d'un alignement non naturel du corps, alors la rétroaction positive pourrait effectivement expliquer le comportement du CdP. Or, il est difficile de déterminer si l'immobilisation avait bel et bien lieu dans une orientation naturelle du corps. En effet, l'immobilisation dépendait de certaines conditions. Le CdP devait être positionné à l'intérieur de deux écarts-types de la position moyenne observée entre les secondes 30 et 60 de l'essai. Cependant, une limite de deux écarts-types peut représenter une plage importante pour des participants ayant naturellement une plus grande oscillation, augmentant ainsi le risque d'immobiliser un participant dans une position non optimale. De plus, le CdP étant par définition un point qui se déplace constamment dans le temps (Zatsiorsky & Duarte, 2000), le simple fait que le CdP se situe dans la zone désirée ne garantit pas nécessairement une orientation naturelle du corps, surtout lorsque cette zone est basée sur une position moyenne mesurée plusieurs secondes avant l'immobilisation.

### *2.2.7 L'absence de mouvement nuit à l'afférence sensorielle*

Les études de Carpenter et al. (2010) et Murnaghan et al. (2011, 2013, 2014) suggèrent que le SNC ne cherche pas à maintenir le CdM entièrement immobile. D'un point de vue sensoriel, cela s'expliquerait par le fait que le mouvement favorise l'afférence sensorielle provenant des différents récepteurs corporels (Ricciò, 1993).

Le contrôle postural repose sur l'intégration sensorielle de la proprioception, de la vision et du système vestibulaire (Paillard, 2016). Toutefois, certains de ces récepteurs sont dits « à adaptation rapide », ce qui signifie qu'ils répondent rapidement aux changements d'état, mais

cessent de décharger si le stimulus demeure constant. Ces récepteurs incluent, entre autres, les récepteurs articulaires de type II situés dans les tissus profonds des capsules articulaires (Tuthill & Azim, 2018), les récepteurs Ia des fuseaux neuromusculaires sensibles aux variations de vitesse (Tuthill & Azim, 2018) ainsi que les corpuscules de Meissner et de Pacini situés au niveau cutané (Mildren & Bent, 2016).

Au-delà de la stimulation des récepteurs proprioceptifs, le mouvement influence aussi la vision. Le flux optique généré par des repères visuels statiques requiert un mouvement de la tête. Sans ces mouvements, le flux optique est absent et le contrôle postural montre des caractéristiques similaires à une condition avec les yeux fermés (Horiuchi et al., 2017)

#### *2.2.8 Autres mouvements exploratoires*

Lors d'une étude subséquente, Murnaghan et al. (2017) ont tenté de déterminer si le comportement exploratoire observé lors de l'immobilisation du CdM pouvait également s'appliquer à d'autres segments corporels. Pour ce faire, ils ont adapté leur procédure afin d'immobiliser uniquement le bras, positionné perpendiculairement au sol. Ils ont observé une augmentation des forces de rotation au niveau du bras. Ce désir de mouvement ne se limiterait donc pas à la posture en station debout, mais pourrait aussi émerger dans d'autres contextes posturaux.

#### *2.2.9 Limitations du paradigme d'immobilisation*

Les études utilisant le paradigme d'immobilisation du CdM (Carpenter et al., 2010; Michaud et al., 2023; Murnaghan et al., 2011, 2013, 2014) ont montré que le comportement du CdP change lors de l'immobilisation ; son mouvement devient plus important. Ce phénomène a été interprété comme une manifestation d'un comportement exploratoire au sein du contrôle postural. Bien que ce paradigme soit ingénieux, il présente certaines limites. Les choix

méthodologiques adoptés dans ces études soulèvent plusieurs questions, invitant à une interprétation prudente des résultats et à explorer de nouvelles pistes de recherche.

### Limitation 1 : Mesures du CdP et interprétation

Les études de Carpenter et al. (2010) et Murnaghan et al. (2011, 2013, 2014) se sont principalement basées sur la variabilité du CdP en AP comme variable d'intérêt. Une telle approche, bien qu'informative, offre une vision incomplète du contrôle postural (Cavanaugh et al., 2005; voir section 2.3 pour plus d'informations sur les mesures du contrôle postural). Michaud et al. (2023) ont montré que l'immobilisation pouvait aussi influencer d'autres caractéristiques du CdP, notamment une diminution de sa vitesse ainsi qu'une plus grande contribution des basses fréquences.

Carpenter et al. (2010) ont observé une absence d'interaction entre une condition yeux ouverts et yeux fermés lors de l'immobilisation du CdM. Ces résultats peuvent sembler surprenants dans une certaine mesure, puisque des changements dans l'oscillation posturale, telle une plus grande magnitude de l'oscillation, ont régulièrement été rapportés lors de la perte d'information visuelle (Hansson et al., 2010). Bien que ces changements ne soient pas systématiques (Paillard & Noé, 2015) et qu'il est possible que la vision joue effectivement un rôle moindre lors de l'immobilisation, il se pourrait aussi que son influence s'exprime autrement, notamment à travers d'autres aspects du contrôle postural comme la distribution fréquentielle du signal (Chagdes et al., 2009). L'utilisation de mesures permettant de quantifier la complexité du CdP pourrait donc offrir une lecture plus complète de l'impact de la vision sur le CdP en condition d'immobilisation.

Dans le même ordre d'idées, Murnaghan et al. (2011) ont montré qu'une rétroaction visuelle du CdP amplifiait l'effet de l'immobilisation, c'est-à-dire que l'augmentation de la variabilité du CdP était encore plus marquée qu'avec une rétroaction visuelle du CdM ou en

l'absence de rétroaction. L'effet de la rétroaction du CdM semble, en soi, cohérent (voir section 2.4 pour plus d'informations sur la rétroaction biologique). Comme le CdM bouge très peu en condition d'immobilisation, sa capacité à informer le SNC sur l'état postural est limitée, ce qui réduit l'impact potentiel de cette rétroaction. En revanche, l'effet amplificateur de la rétroaction du CdP est plus difficile à interpréter, puisqu'elle est généralement associée à une réduction de l'oscillation (Imaizumi et al., 2018; Jehu et al., 2016; Lakhani & Mansfield, 2015). Malheureusement, Murnaghan et al. (2011) ne discutent pas en profondeur de ces effets. L'ajout de mesures complémentaires à la simple variabilité du CdP pourrait, une fois de plus, aider à mieux comprendre l'effet de ces rétroactions, en révélant des modifications plus subtiles de la dynamique du système.

#### Limitation 2 : Longueur, logique et fiabilité de la procédure d'immobilisation

La procédure utilisée lors des études de Carpenter et al. (2010), Murnaghan et al. (2011, 2013, 2014) et Michaud et al. (2023) est relativement longue et complexe, avec des essais pouvant durer plusieurs minutes (Figure 2.2). Il va sans dire que maintenir une station debout tout en supportant une planche de bois de masse non négligeable (7 kg (Michaud et al., 2023) ; 12.5 kg (Carpenter et al., 2010; Murnaghan et al., 2011, 2013, 2014)) peut entraîner un effet de fatigue (Paillard, 2012), en plus de venir altérer le contrôle postural naturel (Carpenter et al., 2010). Il devient ainsi plus difficile de multiplier les essais. Pourtant, il est clairement établi qu'un seul essai ne permet pas d'obtenir des résultats fiables (Michaud et al., 2020; Ruhe et al., 2010).

Dans cette perspective, si la procédure s'avère trop longue, certaines décisions méthodologiques méritent d'être remises en question. Par exemple, une période de 30 s était incluse en début d'essai pour « stabiliser » le CdP. Or, les effets transitoires au début d'un essai peuvent disparaître en 15-20s (Carroll & Freedman, 1993; Reed et al., 2020). De plus, selon le

modèle de Rambling et Trembling (Zatsiorsky & Duarte, 1999, 2000), le CdP possède une composante de basses fréquences (Rambling) influencée par un point attracteur mobile. Par conséquent, la position du CdP n'est jamais entièrement stable, ce qui remet en question la pertinence d'une telle période de stabilisation. Ensuite, une autre période de 30 secondes était utilisée pour calculer la position moyenne du CdP, laquelle servait de référence pour déterminer si le corps se trouvait dans un alignement naturel au moment de l'immobilisation. Toutefois, cette moyenne était ensuite utilisée 75 à 135 s plus tard, ce qui soulève des doutes quant à sa représentativité, surtout si le CdP migre naturellement dans le temps (Zatsiorsky & Duarte, 1999, 2000). Il n'est également pas clair pourquoi Carpenter et al. (2010) et Murnaghan et al. (2011) ont utilisé des phases non immobilisées et immobilisées de 60 s, alors que Murnaghan et al. (2013, 2014) ont opté pour 120 s. Avec un nombre suffisant d'essais, une durée de 60 s devrait en principe suffire pour obtenir une mesure fiable (Ruhe et al., 2010). De plus, une période tampon de 15 s était ajoutée avant et après le moment d'immobilisation. Si celle qui suit l'activation des freins peut permettre d'atténuer les effets transitoires liés à l'immobilisation, l'utilité de celle précédant l'immobilisation demeure floue.

### Limitation 3 : Considération du décalage CdP-CdM lors de l'immobilisation

Les études de Carpenter et al. (2010), Murnaghan et al. (2011, 2013, 2014) et Michaud et al. (2023) ont été réalisées avant la publication de l'étude de Missen et al. (2023). Elles ne prenaient donc pas en compte la possibilité qu'un décalage entre le CdP et le CdM puisse influencer le comportement du CdP. Bien que la méthodologie employé par Missen et al. (2023) suggère l'existence d'une rétroaction positive de couple lorsque le corps est immobilisé dans une position non naturelle, il n'est pas clair dans quelle mesure ce phénomène peut expliquer les résultats des études antérieures.

#### Limitation 4 : Considération du décalage CdP-CdM lors de l'immobilisation

L'appareillage utilisé dans les études de Carpenter et al. (2010), Murnaghan et al. (2011, 2013, 2014), Missen et al. (2023) et Michaud et al. (2023) permettait d'immobiliser un participant en AP à l'aide d'une planche de bois fixée de la tête aux mollets, sur la base du modèle du pendule inversé. Or, cette approche est peu écologique et néglige la composante multisegmentaire du contrôle postural (Creath et al., 2008; Sasagawa et al., 2009). Limiter le mouvement de certaines articulations peut également influencer l'oscillation globale du corps (Freitas et al., 2009). Gorjan et al. (2021) ont proposé une approche différente en immobilisant le CdM à l'aide d'une ceinture positionnée à ce niveau. Toutefois, comme discuté dans la section 2.2.5, leur système de freinage diffère de celui des études précédentes, ce qui complique les comparaisons directes.

### **2.3 Mesures dynamiques du contrôle postural**

Tel que discuté à la section 2.2.9, les études de Carpenter et al. (2010) et Murnaghan et al. (2011, 2013, 2014) se sont limitées à l'analyse de la variabilité du CdP pour quantifier le comportement du CdP lors de l'immobilisation du CdM. Bien que cette mesure ne soit pas inadéquate en soi, elle ne permet pas de saisir pleinement la dynamique du signal. Cette prochaine section de la revue de la littérature mettra en lumière les limites associées à l'utilisation exclusive de mesures dites linéaires, et présentera deux variables non linéaires permettant d'enrichir l'interprétation des résultats : l'entropie d'échantillon et la décomposition par ondelettes.

\*\*\*

Traditionnellement, le mouvement du CdP est analysé à l'aide de mesures dites linéaires. Parmi ces mesures, l'aire de l'ellipse du CdP, la vitesse moyenne ou encore la variabilité du CdP sont fréquemment utilisées par les chercheurs (Paillard & Noé, 2015). Cependant, ces mesures renseignent uniquement sur la magnitude des variations pendant une période donnée, sans tenir

compte des dépendances non linéaires ou des interactions temporelles complexes au sein du signal (Stergiou & Decker, 2011). De plus, elles reposent généralement sur l'hypothèse que la variabilité autour du point d'équilibre est aléatoire et indépendante (Cavanaugh et al., 2005). Or, le mouvement du CdP est en réalité un signal complexe, qui comprend à la fois des composantes déterministes et stochastiques (Carroll & Freedman, 1993). En négligeant les structures dynamiques du signal, les mesures linéaires ne permettent pas de bien informer sur sa complexité (Cavanaugh et al., 2005). Pour mieux quantifier cette complexité, certains auteurs recommandent l'utilisation de mesures dites dynamiques, capables de capturer l'organisation des variations dans le temps (Cavanaugh et al., 2005). L'entropie d'échantillon (*Sample Entropy* – SampEn) et la décomposition par ondelettes sont deux approches non linéaires permettant une compréhension plus adéquate du mouvement du CdP (Michaud et al., 2023, 2024; Richer & Lajoie, 2020; St-Amant et al., 2022).

### 2.3.1 Entropie d'échantillon

L'entropie d'échantillon est une mesure qui permet de quantifier la régularité du signal. Basée sur les études de Richman et Moorman (2000), cette mesure consiste à estimer la prédictibilité du signal; plus la valeur de SampEn est basse, plus le signal est prédictible et donc, régulier. Plus le signal est irrégulier, plus la probabilité que deux motifs similaires soient suivis par des suites similaires par « pur hasard » est faible (Pincus & Goldberger, 1994). Certains disent d'une oscillation irrégulière que le contrôle est adaptable (Cavanaugh et al., 2007; Manor et al., 2010; Stergiou & Decker, 2011) ou prêt à réagir en cas de déstabilisation inattendue (Kędziorek & Błażkiewicz, 2020). D'autres associent une plus grande irrégularité à un contrôle plus automatique (Cavanaugh et al., 2006; Michaud et al., 2020, 2023, 2024; Richer & Lajoie, 2020; Roerdink et al., 2006, 2011; St-Amant et al., 2022; Stins et al., 2009, 2011). Dans cette logique, retirer l'information visuelle en fermant les yeux est généralement associé à une oscillation plus

régulière, reflétant un focus interne de l'attention et donc un contrôle moins automatique (Kędziorek & Błażkiewicz, 2020).

L'entropie d'échantillon se distingue de son prédécesseur, l'entropie approximative, en étant plus adaptée à l'analyse de signaux de courte durée (Lake et al., 2002; Richman & Moorman, 2000). Elle se calcule à l'aide de la formule suivante :

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

Où  $N$  est la longueur du signal,  $r$  la tolérance utilisée pour juger si deux portions du signal se ressemblent, et  $m$  la taille de la fenêtre (en nombre de points) utilisée pour comparer des segments du signal.  $B(r)$  est le nombre de fois où deux séquences de  $m$  points sont similaires, tandis que  $A(r)$  est le nombre de fois où ces mêmes séquences restent similaires lorsqu'on ajoute un point (c'est-à-dire, qu'elles sont aussi similaires sur  $m + 1$  points).

Il n'existe pas de consensus clair quant aux valeurs optimales de  $m$  et  $r$  à utiliser pour le calcul de SampEn. Dans le contexte du contrôle postural en station debout, des valeurs de  $m$  entre 2 et 3 et de  $r$  entre 0.1 et 0.3 (exprimé en proportion de l'écart-type) sont couramment employées (Lubetzky et al., 2018). Plus récemment, certaines études portant sur l'automaticité du contrôle postural ont utilisé une valeur de  $r = 0.5 \times \text{ÉT}$  et  $m = 2$  (Michaud et al., 2020, 2023; Richer & Lajoie, 2020; St-Amant et al., 2022). Le choix de ces paramètres influence directement le résultat obtenu. Par exemple, augmenter la valeur de  $r$  tend à diminuer la valeur de SampEn (Lubetzky et al., 2018) et un  $r$  trop élevé (e.g.,  $r > 0.5$ ) pourrait réduire la sensibilité à détecter des différences entre certaines populations (Montesinos et al., 2018). Augmenter la valeur de  $m$  aurait l'effet inverse, c'est-à-dire augmenter la valeur de SampEn (Montesinos et al., 2018). En revanche, l'effet du choix entre  $m = 2$  et  $m = 3$  serait tout de même marginal (Lubetzky et al., 2018).

### 2.3.2 *Décomposition par ondelettes*

Dans la littérature sur le contrôle postural en station debout, il est couramment fait mention de la fréquence du mouvement du CdP. Comme tout signal, le CdP peut être soumis à une analyse spectrale afin d'en extraire les composantes fréquentielles. À cet effet, il est coutume d'utiliser la transformation de Fourier rapide (Fast Fourier Transform – FFT) (Paillard & Noé, 2015). Cette approche est la plus populaire dans l'analyse fréquentielle de série temporelle (Sang, 2012). Cependant, en raison de sa nature mathématique, la FFT repose sur l'hypothèse que le signal est linéaire et stationnaire, ce qui n'est pas le cas du CdP, qui présente des caractéristiques dynamiques non stationnaires et non linéaires (Carroll & Freedman, 1993). De plus, la FFT implique un compromis entre la résolution temporelle et fréquentielle ; une meilleure précision dans l'un réduit la précision dans l'autre. Une alternative consiste à utiliser la décomposition par ondelettes qui permet d'analyser simultanément les fréquences et leurs localisations temporelles (Sifuzzaman et al., 2009). Cette méthode consiste à faire glisser une fonction appelée ondelette sur le signal, en ajustant sa largeur et sa position pour capter les variations locales et transitoires. Lorsque l'ondelette est bien corrélée à une portion du signal, la transformation renvoie une valeur élevée. Dans le cas contraire, la valeur est faible (Addison, 2017).

La transformation en ondelettes peut être effectuée de manière continue (CWT) ou discrète (DWT). La version continue offre une représentation temps-fréquence à haute résolution, mais redondante et coûteuse en calcul (Addison, 2017). Elle est particulièrement utile lorsqu'on cherche à identifier avec précision les fréquences dominantes et leur évolution dans le temps (Sang, 2012). À l'inverse, la version discrète applique la transformation à des échelles et positions définies, permettant de décomposer le signal en sous-signaux hiérarchique (Addison, 2017). Elle est ainsi plus compacte et mieux adaptée aux analyses quantitatives, comme l'extraction d'énergie par bandes de fréquences fixes, la réduction de la dimensionnalité ou encore la comparaison statistique

entre conditions expérimentales (Sang, 2012).

La DWT a été utilisée à quelques reprises pour analyser les composantes fréquentielles du signal du CdP (Chagdes et al., 2009; Michaud et al., 2023, 2024; Quek et al., 2014, 2018; Richer & Lajoie, 2020; St-Amant et al., 2022). Lors de cette décomposition, une résolution à échelles dyadiques est utilisée. À chaque niveau, le signal est filtré pour séparer les hautes et basses fréquences en fonction de l'ondelette choisie, et seules les basses fréquences sont conservées pour être à nouveau décomposées au niveau suivant. Chaque niveau correspond ainsi à une fréquence d'échantillonnage divisée par deux (Addison, 2017) (Tableau 2.1). Les niveaux peuvent ensuite être regroupés pour créer des bandes de fréquences spécifiques, bien que leur définition soit contrainte par la structure dyadique.

**Tableau 2.1.** Plages de fréquences associées à chaque niveau de décomposition d'une DWT pour un signal échantillonné à 100 Hz.

Niveau de décomposition	Intervalle de fréquences (Hz)
1	50.0 - 100
2	25.0 - 50
3	12.5 - 25.0
4	6.25 - 12.5
5	3.13 - 6.25
6	1.56 - 3.13
7	0.78 - 1.56
8	0.39 - 0.78
9	0.19 - 0.39
10	0.10 - 0.19
11	0.05 - 0.10
12	0.02 - 0.05

Basé sur la méthode de Quek et al. (2014), certains auteurs (Michaud et al., 2023, 2024; Richer & Lajoie, 2020; St-Amant et al., 2022) ont utilisé la DWT pour créer des bandes de fréquences spécifiques associées à différents systèmes ou structures qui régissent la posture : *modérée* (1.56-6.25 Hz – système proprioceptif)(Kapteyn & Wit, 1972; Taguchi, 1978), *basse*

(0.39-1.56 Hz - cervelet)(Diener et al., 1984), *très-basse* (0.10-0.39 Hz – système vestibulaire) (Cernacek et al., 1973; Kapteyn & Wit, 1972; Oppenheim et al., 1999; Soames & Atha, 1982) et *ultra-basse* (<0.10 Hz – système visuel) (Berthoz et al., 1979; Oppenheim et al., 1999). Il existe cependant un certain chevauchement entre ces bandes et les systèmes sensoriels qui y sont associés (Quek et al., 2018). De façon générale, une contribution accrue des basses fréquences est liée à une plus grande implication du système visuel, alors qu'une augmentation des hautes fréquences est plutôt associée au système proprioceptif (Nagy et al., 2004). En utilisant la DWT, Chagdes et al. (2009) ont montré que l'absence d'information visuelle réduisait l'énergie des basses fréquences et augmentait celle des hautes fréquences, typiquement associées aux systèmes vestibulaires et proprioceptifs.

Bien que l'analyse par ondelettes soit prometteuse, la création de bandes de fréquences en complique l'interprétation. En effet, ces bandes sont exprimées en proportion; la somme des contributions relatives des quatre bandes équivaut à 1 (ou 100 %). Il s'agit donc de données compositionnelles, ce qui les rend incompatibles avec les analyses statistiques traditionnelles, car les composantes ne sont pas indépendantes entre elles (Alenazi, 2023; Douma & Weedon, 2019). Pour contourner cette limitation, il est possible d'utiliser une régression de Dirichlet (Bürkner, 2021) ou une transformation en rapport logarithmique (*log-ratio transformation*) afin de projeter les données dans un espace euclidien (Filzmoser et al., 2009). Parmi les différentes transformations en rapport logarithmique possibles, la transformation isométrique (Ilr) (Egozcue et al., 2003) est préférable, car elle conserve les propriétés métriques des données (c.-à-d., la relation entre les points de données) (Gupta et al., 2018). Une fois les rapports logarithmiques calculés, ils peuvent être analysés à l'aide de statistiques classiques (Filzmoser et al., 2009; Rosen, 2023).

## 2.4 Rétroaction biologique et contrôle postural

Dans leur étude sur l'oscillation exploratoire, Murnaghan et al. (2011) ont utilisé une rétroaction biologique visuelle avec leur paradigme d'immobilisation. Bien que la rétroaction visuelle soit une approche couramment utilisée en recherche sur le contrôle postural, leurs résultats montrent un effet contraire à ce qui est typiquement observé dans des situations non-immobilisées (Rougier, 2004). Comme discuté à la section 2.2.9, l'interprétation de leurs résultats demeure néanmoins limitée. La présente section de la revue de la littérature vise à décrire les caractéristiques propres à la rétroaction biologique, afin de mieux comprendre les limites de l'étude de Murnaghan et al. (2011).

\*\*\*

La rétroaction biologique est une approche fréquemment utilisée pour moduler l'activité corporelle (Giggins et al., 2013) en fournissant à un individu de l'information supplémentaire sur son propre état physiologique ou mécanique (Halická et al., 2014) ou une information sensorielle améliorée (Afzal et al., 2016). En contrôle postural, cette information est normalement liée à l'état mécanique du corps comme le mouvement de la tête (Bechly et al., 2013), l'inclinaison du tronc (Afzal et al., 2016; Hirjaková et al., 2015), ou encore, la position du CdP (Imaizumi et al., 2018) ou du CdM (Kilby et al., 2017) dans l'espace. Cette information peut être transmise par différentes modalités (ex. visuelle, auditive ou tactile) dans le but de réduire l'oscillation générale (Imaizumi et al., 2018) ou d'améliorer le contrôle de mouvements volontaires (Hasegawa et al., 2020).

Il n'existe toutefois pas de consensus sur la modalité de rétroaction biologique la plus efficace pour optimiser le contrôle postural. Il existe une grande variété de façons de délivrer l'information au sein d'une même modalité (Ballardini et al., 2020) et chacune comporte ses propres avantages et limites (Bechly et al., 2013). Le choix de la modalité optimale repose sur les

objectifs de recherche, les caractéristiques de la tâche (statique, dynamique, multitâche), ainsi que sur les spécificités de la population ciblée (Hirjaková et al., 2015).

#### *2.4.1 Rétroaction biologique visuelle*

La rétroaction biologique visuelle est la modalité la plus largement utilisée en recherche sur le contrôle postural. Elle est généralement associée à une diminution de la variabilité et de l'amplitude du CdP (Halická et al., 2011). Elle s'est avérée efficace dans divers groupes, notamment les jeunes adultes, les personnes âgées, les patients ayant subi un AVC et ceux atteints de sclérose en plaques (Afzal et al., 2016).

L'information visuelle peut être présentée en une ou deux dimensions, selon les axes d'analyse (médio-latéral, antéro-postérieur ou les deux). Il est généralement admis qu'une représentation 2D (ex. point dans une cible) est plus intuitive et efficace qu'une représentation 1D ou d'autres formes plus abstraites comme des diagrammes à bandes (Kilby et al., 2017). L'efficacité de la rétroaction visuelle peut aussi dépendre de la magnitude du signal. Une amplification du signal (par exemple, un ratio de 1:5 entre le déplacement réel et son affichage à l'écran) permet une diminution de l'oscillation, jusqu'à un certain seuil (1:5 à 1:116) au-delà duquel les gains se stabilisent (Cawsey et al., 2009; Chamberlin et al., 2021; Jehu et al., 2016; Rougier et al., 2004; Vuillerme et al., 2008). Une telle amplification entraînerait aussi une augmentation de la contribution des hautes fréquences dans le signal du CdP (Cawsey et al., 2009). Afin de compenser les différences interindividuelles, certains auteurs adaptent la taille du signal pour que la surface occupée à l'écran soit comparable entre participants (Murnaghan et al., 2011).

La rétroaction visuelle peut également être appliquée à d'autres signaux corporels, tels que l'activité musculaire (électromyographie) (Giggins et al., 2013) ou la position de segments corporels comme l'inclinaison du tronc (Halická et al., 2014). Bien qu'une rétroaction visuelle du

CdP soit généralement plus efficace pour réduire l'oscillation globale, une rétroaction ciblée sur un segment peut être plus pertinente pour corriger des mouvements spécifiques liés à ce segment (Halická et al., 2014).

Sur le plan expérimental, le signal visuel peut être manipulé pour étudier différents effets : signal décalé, inversé, discret ou continu. Un signal discret (par exemple, un indicateur visuel lorsque le seuil est dépassé) peut améliorer le contrôle, bien qu'il soit souvent moins efficace qu'une rétroaction biologique continue (Bechly et al., 2013). Cependant, un signal continu peut aussi être perçu comme trop riche ou distrayant selon sa vitesse et son intensité (Bechly et al., 2013). Lorsqu'un signal erroné ou décalé est présenté, il peut perturber le contrôle postural, en particulier s'il est difficile à interpréter (Goodworth et al., 2020).

#### *2.4.2 Rétroaction biologique tactile et par stimulation*

La rétroaction biologique tactile se base sur une stimulation mécanique (vibration ou pression) ou une stimulation électrique appliquée au corps afin de transmettre une information posturale sans solliciter les ressources visuelles (Ballardini et al., 2020). Par exemple, Danilov et al. (2007) ont utilisé un dispositif de stimulation électrotactile placé sur la langue comme substitut vestibulaire. L'activité des électrodes variait en fonction de l'inclinaison de la tête, à l'image des signaux fournis par l'oreille interne. D'autres systèmes consistent à utiliser des vibrateurs placés sur le tronc qui s'activent selon la direction du mouvement du corps, permettant ainsi de transmettre une information directionnelle (Hirjaková et al., 2015).

Les dispositifs tactiles peuvent fournir une rétroaction biologique continue ou intermittente. Une « zone morte », sans stimulation, peut être définie autour de la position neutre du corps. Lorsqu'elle est dépassée, la stimulation se produit. Bien que les deux types de rétroaction soient efficaces pour réduire l'oscillation, Ballardini et al. (2020) ont montré que l'utilisation d'une

zone pouvait engendrer un effet résiduel après le retrait de la rétroaction (c.-à-d. après-effet), comme si les participants cherchaient les limites de la zone morte pour évaluer leur posture. De plus, ce type de configuration peut aussi entraîner une augmentation de la variabilité du CdP, possiblement en raison de la force accrue nécessaire pour revenir à l'alignement naturel du corps lorsque le seuil de la zone morte est trop large (Tannert et al., 2021).

L'efficacité de la rétroaction tactile dépend également de plusieurs facteurs, tels que la position des stimulateurs, l'intensité et la fréquence du signal, l'âge des participants, ainsi que les instructions fournies. Elle serait notamment réduite chez les personnes âgées (Hirjaková et al. 2015). Tannert et al. (2021) ont également suggéré que les instructions pouvaient limiter l'efficacité de la rétroaction tactile. Sans explication claire, les participants pourraient avoir de la difficulté à interpréter correctement la signification de la rétroaction et comment interagir avec elle.

#### *2.4.3 Rétroaction biologique auditive*

La rétroaction biologique auditive fournit une information posturale sous forme sonore, généralement modulée selon les paramètres posturaux tels que la position, l'accélération ou la vitesse du CdP. Le son peut varier en fréquence, en intensité ou en durée, offrant une information continue ou discrète. Par exemple, un signal auditif peut devenir plus aigu ou plus fort lorsqu'une personne s'éloigne d'une posture cible (Dozza et al., 2005). Comme pour les autres modalités, la rétroaction auditive permet de réduire l'oscillation posturale (Allum & Honegger, 2017). Mousavi et al. (2023) ont récemment montré que la rétroaction auditive peut modifier la répartition des pressions plantaires chez les individus souffrant d'instabilité chronique de la cheville, améliorant ainsi leur stabilité.

#### 2.4.4 Multimodalité et sélection de la rétroaction biologique

Certaines études ont comparé différentes modalités de rétroaction biologique ou même des combinaisons de celles-ci, afin de déterminer leur efficacité respective sur le contrôle postural (ex. Afzal et al., 2016; Bechly et al., 2013). Bien que la plupart des modalités puissent réduire l'oscillation posturale, les différences entre elles ne sont pas toujours significatives (Bechly et al., 2013). L'efficacité dépend souvent de la tâche, du contexte expérimental et des caractéristiques propres à l'individu.

La rétroaction visuelle, bien qu'efficace, mobilise les ressources attentionnelles visuelles. Cela peut poser problème chez certains individus ayant une forte dépendance au système visuel, pour compenser une déficience vestibulaire par exemple (Bechly et al., 2013). À l'inverse, les modalités auditives et tactiles sont souvent qualifiées de non intrusives, car elles permettent de libérer la vision pour d'autres tâches (Tannert et al., 2021). Toutefois, ces modalités nécessitent souvent un certain apprentissage et une bonne compréhension de la signification du signal qui n'est pas toujours naturel (Halická et al., 2014). La modalité auditive et tactile impliquerait aussi de diriger l'attention vers des signaux corporels internes, favorisant ainsi un focus interne de l'attention (Hasegawa et al., 2020). Par ailleurs, la rétroaction auditive n'est généralement pas recommandée chez les individus présentant des troubles vestibulaires, puisque ceux-ci présentent fréquemment des troubles auditifs concomitants (Bechly et al., 2013).

Sur le plan neurophysiologique, les rétroactions tactiles et auditives seraient intégrées plus rapidement par le système nerveux central que les signaux visuels, permettant ainsi des ajustements plus rapides (Dozza et al., 2005). Elles joueraient principalement un rôle réactif au sein du contrôle postural. En revanche, la rétroaction visuelle offrirait une représentation plus claire de la position actuelle du corps dans son environnement, ce qui faciliterait une régulation de

type anticipée (*feed-forward*) et permettrait un retour rapide d'information sur la performance (Bechly et al., 2013; Dozza et al., 2005).

Par ailleurs, certaines études suggèrent que les combinaisons multimodales pourraient renforcer la redondance sensorielle et améliorer la stabilité posturale. Par exemple, la combinaison de rétroaction tactile et auditive a été associée à une modulation plus efficace de l'activité musculaire (Allum & Honegger, 2017). De plus, la rétroaction auditive favoriserait une meilleure intégration multisensorielle et affinerait la perception proprioceptive, en raison d'un changement attentionnel lié à la réduction de la dominance visuelle (Hasegawa et al., 2020). À l'inverse, la rétroaction visuelle activerait principalement les régions cérébrales liées à la vision, renforçant ainsi la dominance visuelle et limitant l'intégration multisensorielle (Hasegawa et al., 2020)

Enfin, les effets de chaque modalité semblent également différer selon la variable posturale considérée. La rétroaction visuelle aurait un effet plus marqué sur le déplacement du CdP, tandis que la rétroaction tactile influencerait davantage l'inclinaison du tronc (Hirjaková et al., 2015).

#### *2.4.5 Possibles explications de l'effet positif de la rétroaction biologique sur le contrôle postural*

Les raisons derrière l'effet de la rétroaction biologique demeurent à clarifier. L'interprétation la plus courante repose sur un mécanisme de repondération sensorielle ; en améliorant la qualité de l'information, le SNC favoriserait cette modalité (Imaizumi et al., 2018). D'autres suggèrent que ce type de rétroaction biologique pourrait favoriser l'automatisme du contrôle postural. Par exemple, en se concentrant sur le maintien du CdP à l'intérieur d'une cible visuelle, le participant adopterait un focus externe de l'attention, ce qui réduirait la charge cognitive associée à la posture et laisserait le contrôle postural s'exécuter de manière plus automatique (Kręcisz & Kuczyński, 2018; Lakhani & Mansfield, 2015; Wulf, 2013). Goodworth et al. (2020) ont suggéré que la présentation d'une rétroaction visuelle erronée du CdP introduirait

du bruit dans le système visuel, ce qui entraînerait une augmentation de l'oscillation, même lorsque les participants affirmaient avoir dirigé leur regard vers les extrémités de l'écran parce que le signal semblait étrange. Ces résultats pourraient indiquer que, dans le cas d'une rétroaction visuelle, le SNC intégrerait l'information visuelle qui lui est présentée de manière inconsciente, qu'elle soit utile ou non.

## **Chapitre 3 : Mises en contexte, objectifs et hypothèses**

### **3.1 Retour sur la revue de la littérature et avenues de recherche futures**

La revue de la littérature de la présente thèse offre une description approfondie des mécanismes fondamentaux du contrôle postural, incluant la possibilité d'un comportement exploratoire au sein de ce système. Ce concept d'oscillation exploratoire est notamment mis de l'avant par les études utilisant le paradigme d'immobilisation du CdM (Carpenter et al., 2010; Michaud et al., 2023; Murnaghan et al., 2011, 2013, 2014). L'augmentation de la variabilité du CdP observée lors de l'immobilisation du CdM est ainsi interprétée comme une indication de la présence d'une composante exploratoire dans le contrôle postural. Le SNC chercherait alors à créer des mouvements suite à l'immobilisation afin de retrouver l'afférence sensorielle perdue. Bien que ce paradigme soit ingénieux, il présente certaines limites. Les choix méthodologiques adoptés dans les différentes études soulèvent plusieurs questions, invitant à interpréter les résultats avec prudence et à explorer de nouvelles pistes de recherche.

Tel que discuté à la section 2.2.9 (Limitation 1), certains résultats rapportés par Carpenter et al. (2010) et Murnaghan et al. (2011) diffèrent de ce à quoi l'on pourrait s'attendre selon la littérature. D'une part, Carpenter et al. (2010) n'ont observé aucune différence significative entre les conditions yeux ouverts et yeux fermés lors de l'immobilisation du CdM. Pourtant, retirer l'information visuelle tend généralement à augmenter la difficulté de la tâche posturale et, par

conséquent, l'oscillation posturale (Paillard & Noé, 2015). La section 2.3 de la revue de la littérature discute ainsi de l'importance des mesures dynamiques dans l'analyse du contrôle postural afin de mieux cerner les limites de cette étude. L'ajout de telles mesures, comme la décomposition par ondelettes ou la SampEn, pourrait permettre une lecture plus fine des effets de l'immobilisation du CdM sur le mouvement du CdP, en particulier pour mieux comprendre le rôle du système visuel dans ce contexte. D'autre part, Murnaghan et al. (2011) ont rapporté une augmentation de la variabilité du CdP lors de l'immobilisation du CdM en présence d'une rétroaction visuelle du CdP. Or, comme discuté à la section 2.4 portant sur les fondements de la rétroaction biologique en contrôle postural, une diminution de l'oscillation aurait été attendue. Une fois de plus, l'ajout de mesures non linéaires pourrait aider à mieux comprendre ces effets en révélant des changements plus subtils dans la dynamique du système. Toutefois, la revue de la littérature souligne également le manque de connaissances actuelles sur les mécanismes sous-jacents à ce type de rétroaction et sur son influence sur les variables non linéaires.

Certaines modifications méthodologiques pourraient aussi permettre de répondre aux autres limites soulevées à la section 2.2.9 de la revue de la littérature. Parmi celles-ci, il pourrait être pertinent d'optimiser ou de retirer certaines étapes de la procédure afin de réduire la durée des essais et d'augmenter le nombre de répétitions par condition, ce qui améliorerait la fiabilité des résultats (Ruhe et al., 2010). Le décalage entre le CdP et le CdM représente également un enjeu important. Le comportement postural observé lors de l'immobilisation pourrait en effet découler d'un mauvais alignement initial plutôt que de l'effet de l'immobilisation en soi (Missen et al., 2023). La prise en compte de ce décalage dans les futures études permettrait ainsi une interprétation plus rigoureuse des effets observés. Enfin, il serait pertinent d'évaluer l'effet d'un système d'immobilisation plus écologique que le dispositif rigide utilisé lors des précédentes études

d'immobilisation (Carpenter et al., 2010; Michaud et al., 2023; Murnaghan et al., 2011, 2013, 2014). Ces modifications permettraient d'assurer que les comportements posturaux observés ne reflètent pas une réaction au type d'appareillage, mais bien un effet relié à l'immobilisation du CdM.

### **3.2 Objectif et raison d'être**

Les limitations des études de Carpenter et al. (2010), Murnaghan et al. (2011, 2013, 2014), Missen et al. (2023) et Michaud et al. (2023) mettent en évidence la difficulté d'interpréter adéquatement les résultats issus du paradigme d'immobilisation. Une question centrale en découle : l'augmentation du déplacement du CdP observée lors de l'immobilisation du CdM reflète-t-elle réellement une composante exploratoire du contrôle postural, ou serait-elle plutôt la conséquence d'une procédure non optimisée ? L'objectif général de cette thèse consiste donc à examiner dans quelle mesure les changements du mouvement du centre de pression lors de l'immobilisation du centre de masse peuvent être attribués à un comportement exploratoire du système nerveux central ou, au contraire, à des biais expérimentaux. Pour ce faire, cette thèse vise à clarifier certains résultats et interprétations avancés par Carpenter et al. (2010), Murnaghan et al. (2011, 2013, 2014), Missen et al. (2023) et Michaud et al. (2023), à travers trois études principales et deux études complémentaires. Elle proposera une réévaluation des protocoles d'immobilisation et des méthodes d'analyse afin d'obtenir un portrait plus précis du comportement postural lors de l'immobilisation du corps.

#### *3.2.1 Étude 1 :*

Cette étude consiste à revisiter l'effet d'une immobilisation complète du corps sur le déplacement du CdP, en utilisant une procédure modifiée (plus courte, avec un plus grand nombre d'essais) ainsi que des variables non linéaires telles que la décomposition par ondelettes et l'entropie d'échantillon. L'objectif principal est de mieux comprendre le rôle du système visuel

lors de l'immobilisation, en s'appuyant sur ces ajustements méthodologiques pour permettre, notamment, une interprétation plus adéquate des résultats de Carpenter et al. (2010). Sur la base des résultats de Carpenter et al. (2010) et de Michaud et al. (2023), il peut être émis comme hypothèse que l'immobilisation entraînera une augmentation de la variabilité, une diminution de la vitesse et une diminution des fréquences du CdP. Si le système visuel contribue effectivement à la réponse posturale en condition d'immobilisation, il est attendu qu'une plus grande contribution des hautes fréquences ainsi qu'un signal plus irrégulier soient observés lorsque les yeux sont fermés.

### 3.2.2 *Étude 2 :*

Considérant le caractère peu écologique du paradigme d'immobilisation traditionnel, cette seconde étude vise à examiner l'effet d'une immobilisation dite partielle, dans laquelle le CdM est immobilisé à l'aide d'une ceinture, tout en conservant le système de freinage utilisé par Carpenter et al. (2010), Murnaghan et al. (2011, 2013, 2014) et Michaud et al. (2023), à l'inverse du système motorisé employé par Gorjan et al. (2021). Si le but ultime du SNC est simplement de stabiliser le CdM, une ceinture devrait suffire à réduire le déplacement du CdP à un niveau similaire à celui du CdM. En revanche, si une composante exploratoire est bel et bien présente, l'immobilisation partielle devrait tout de même engendrer des modifications du CdP : une variabilité accrue, une vitesse plus faible et une plus grande contribution des basses fréquences.

Un second objectif de cette étude est d'évaluer le rôle de la vision en condition d'immobilisation partielle. Contrairement à l'immobilisation complète, cette configuration permet un certain degré de liberté, notamment au niveau de la tête, ce qui permet la génération d'un flux optique (Horiuchi et al., 2017). Il est donc possible que le retrait de l'information visuelle ait ici un impact plus marqué, entraînant une augmentation de la variabilité du CdP, un signal plus

régulier et une présence plus importante des hautes fréquences, tel qu'observé dans des conditions non-immobilisées avec les yeux fermés (Chagdes et al., 2009).

Ces résultats permettront de mieux comprendre dans quelle mesure les contraintes mécaniques et les informations sensorielles interagissent pour influencer le mouvement du CdP et de déterminer si celles-ci reflètent une stratégie d'exploration active ou simplement un ajustement passif à la situation non écologique.

### 3.2.3 *Étude 3, 4 et 5*

Les trois dernières études se complètent mutuellement et permettent d'approfondir l'étude de Murnaghan et al. (2011). Dans cette étude, il a été observé que l'augmentation de la variabilité du CdP persistait malgré la présence d'une rétroaction visuelle du CdP, et était même exacerbée. Les auteurs n'ont toutefois pas fourni d'explication claire à ce phénomène.

Une explication plausible est que, l'immobilisation de la tête ayant éliminé le flux optique, les participants ont pu mal interpréter ou mal utiliser la rétroaction visuelle. Selon l'étude de Goodworth et al. (2020), une rétroaction visuelle mal exploitée ou erronée pourrait introduire du bruit dans le système visuel, ce qui perturbe le contrôle postural (c.-à-d. plus grande oscillation). En condition d'immobilisation complète, il est possible que la rétroaction visuelle soit moins bien intégrée en raison d'une réduction des retours sensoriels habituellement générés par les ajustements posturaux. Les boucles sensorimotrices habituelles étant rompues, un conflit entre l'information visuelle et proprioceptive/vestibulaire pourrait avoir lieu et limiter le SNC dans son utilisation de cette rétroaction (Redfern et al., 2001). Ces éléments mettent de l'avant la pertinence de revisiter l'effet de la rétroaction visuelle en condition d'immobilisation, dans un cadre plus écologique et à l'aide de mesures non linéaires plus sensibles à la dynamique du contrôle postural.

Avant d'utiliser les variables non linéaires pour analyser l'effet de la rétroaction visuelle en condition d'immobilisation, il est essentiel de bien comprendre comment ces variables réagissent à la rétroaction visuelle elle-même. Bien que cette étude ne traite pas directement de l'immobilisation, elle constitue une étape méthodologique importante pour les études subséquentes. La troisième étude de cette thèse vise donc à examiner l'effet de la rétroaction visuelle sur le CdP en condition non-immobilisée, en testant différents gains visuels (1:1, 1:5 et 1:10). Basé sur des études antérieures sur la rétroaction visuelle (Cawsey et al., 2009; Chamberlin et al., 2021; Jehu et al., 2016; Rougier et al., 2004; Vuillerme et al., 2008), l'hypothèse est que cette rétroaction biologique réduira la magnitude du déplacement du CdP, tout en augmentant son irrégularité et en modifiant sa composition fréquentielle en faveur d'une plus grande contribution des hautes fréquences. Il est également attendu que ces effets soient plus importants avec des gains plus élevés.

Afin de tester l'hypothèse selon laquelle les participants immobilisés n'intègrent pas optimalement la rétroaction visuelle lors de l'immobilisation, il serait pertinent d'inclure une condition dans laquelle les participants sont exposés à une rétroaction visuelle erronée. Cette idée s'inspire des travaux de Goodworth et al. (2020), qui ont suggéré qu'une rétroaction visuelle inexacte (aléatoire, bruité, etc.) pouvait perturber le contrôle postural en introduisant du bruit dans le système visuel. Toutefois, cette étude a été réalisée en position assise, avec une rétroaction unidirectionnelle (médio-latérale uniquement) et des signaux peu adaptés à l'analyse du contrôle postural en station debout. Il est donc nécessaire de vérifier si ce type de rétroaction visuelle perturbe effectivement le contrôle postural en position debout, étant donné que le contrôle postural en position assise diffère de celui en position debout (Serra-Añó et al., 2015). La quatrième étude s'intéresse ainsi à l'effet d'une rétroaction visuelle erronée sur le mouvement et la complexité du

CdP, en condition debout sans immobilisation<sup>3</sup>. L'hypothèse est qu'une rétroaction visuelle fidèle du CdP améliorera le contrôle postural tel que décrit dans cette étude (c.-à-d. plus petite magnitude, plus irrégulier, plus grande contribution des hautes fréquences). Une rétroaction visuelle erronée, quant à elle, devrait avoir un effet déstabilisateur (c.-à-d. plus grande magnitude, plus régulier, plus grande contribution des basses fréquences).

La cinquième et dernière étude de cette thèse vise à tirer parti des connaissances acquises sur la rétroaction visuelle et le mouvement du CdP pour les appliquer à une situation d'immobilisation. L'objectif est de revisiter l'effet d'une rétroaction visuelle du CdP lors d'une immobilisation partielle du CdM. En intégrant une approche plus écologique et l'utilisation de variables dynamiques du CdP, cette étude permettra de vérifier si l'interaction avec la rétroaction visuelle demeure efficace lorsque certaines libertés de mouvement sont conservées. L'hypothèse est que la variabilité du CdP sera réduite en présence de la rétroaction visuelle, accompagnée des changements habituels en termes de régularité et de fréquence observés dans les paradigmes utilisant ce type de rétroaction. Si l'effet inattendu rapporté par Murnaghan et al. (2011) est attribuable à l'appareillage d'immobilisation complète, alors une immobilisation partielle devrait permettre à la rétroaction visuelle de produire ces effets typiques.

\*\*\*

Ensemble, ces différentes études permettront de mieux comprendre les mécanismes posturaux impliqués lors de l'immobilisation du CdM. Elles permettront notamment de déterminer si le système visuel y joue un rôle, si le type d'immobilisation influence les réponses posturales et si une rétroaction visuelle peut effectivement moduler (ou non) l'augmentation du déplacement du

---

<sup>3</sup> Les résultats de la quatrième étude n'ont pas été concluants et ont mis en évidence certaines limitations méthodologiques. En conséquence, la cinquième étude de la présente thèse a été ajustée. De plus amples détails sont disponibles dans la discussion générale.

CdP généralement associée à un comportement exploratoire. De plus, ces études prendront en compte la position du corps au moment de l'immobilisation afin de minimiser les risques d'interprétation liés à une rétroaction positive de couple (Missen et al., 2023). Si, malgré ces ajustements méthodologiques, une persistance du mouvement du CdP est observée lors de l'immobilisation du CdM, cela appuierait plus solidement l'hypothèse de la présence comportement exploratoire au sein de l'oscillation posturale.

## Chapitre 4 : Article 1

L'article 1 a été publié dans le journal *Gait & Posture*. Le présent chapitre reprend le format de soumission exigé par le journal.

**Michaud, L.**, Rosa, C., Turgeon, L., Babineau, S., Boudreau, B. & Lajoie, Y. (2025). Effect of full-body immobilization on center of pressure complexity in open- and closed-eyes conditions. *Gait & Posture*. In Press.

**Abstract***Background*

Recent research has shown that center of pressure (COP) variability increases during full-body immobilization, suggesting that sway may be exploratory, with the central nervous system attempting to generate movement to gather sensory information. However, most studies have focused on COP magnitude, and its effect on COP complexity remains unclear.

*Research question*

This study aimed to assess the effect of full-body immobilization in both open- and closed-eye conditions on COP behavior, with a certain focus on COP complexity.

*Method*

Nineteen young adults participated in the study, performing four trials per eye condition using an apparatus that allowed for "locked" and "unlocked" body positioning. The COP variability, regularity, and frequency were analyzed.

*Results*

Full-body immobilization increased COP variability for most participants in both open- and closed-eye conditions. It also increased COP regularity and shifted the signal toward lower frequencies, suggesting the presence of COP drifts. Additionally, intraclass correlation coefficients (ICC(2,k)) revealed fair to excellent reliability across most COP variables, supporting the use of multi-trials in immobilization studies.

*Significance*

As previously observed, full-body immobilization increases COP variability, but it also alters its complexity, leading to what appears to be a "drifting" behavior. Since no effect of visual condition was found, the role of sensory input in this exploratory behavior remains unclear.

**Keywords:** Exploratory Sway, Center of Pressure, Immobilization, Visual System, Sample Entropy, Wavelet, Intraclass Correlation Coefficient

## **Introduction**

Postural control is essential for daily activities, yet its mechanisms are not yet fully understood. It is commonly studied by assessing postural sway, the natural oscillation that persists even when standing still [1]. Traditionally, this continuous sway has been linked to an inability to maintain perfect equilibrium, with the center of pressure (COP) constantly adjusting to stabilize the center of mass (COM). This ongoing adjustment is influenced by factors such as noise (e.g., variability in sensory or motor output) [2,3] or delays (time lag in processing and response) [4,5], causing the COP to “chase” the COM. Consequently, sway has been viewed as an indicator of poor control, with larger sway suggesting an increased risk of falling [6]. Therefore, one would expect that immobilizing the COM would reduce COP motion. However, recent studies have observed an unexpected increase in COP motion following COM immobilization, challenging this interpretation. Carpenter et al. [7] found that when the COM was immobilized, COP variability increased, suggesting a more complex relationship between sway and postural control.

This increase in COP variability supports the exploratory hypothesis, which suggests that during immobilization, the central nervous system (CNS) may increase COP variability to restore motion and stimulate fast-adapting sensory receptors. Further support comes from studies showing that COP motion during COM immobilization either persists during dual-task [8], increases during

visual feedback [9], and increases with explicit knowledge of the immobilization [10]. It is suggested that this behavior might be automatic and driven by subcortical structures [8,11]. Alternatively, Missen et al. [12] proposed that the increased COP motion may result from torque feedback when immobilization occurs with a COP offset (i.e. the difference between COP position at the moment of immobilization and its average position before immobilization). However, their conclusions were drawn from a protocol involving external platform translations after immobilization, creating a postural disturbance that differs from traditional immobilization paradigms.

While these studies provide new insights, some limitations remain. First, most prior studies relied on a single trial per condition [7,9–11], potentially reducing data reliability [13]. Additionally, they focused mainly on COP variability, which does not fully capture the complexity of postural adjustments under immobilization, as COP is inherently dynamic [14,15]. Assessing COP complexity may be of interest in this context, as greater complexity has been associated with exploration and enhanced perception of action possibilities [16,17]. For instance, Carpenter et al. [7] reported that the increase in COP variability during COM immobilization did not differ between open- and closed-eye conditions. However, relying solely on variability makes it difficult to explain why visual input had no observable effect, especially since visual deprivation typically impairs postural control in challenging tasks [1] and may promote greater exploratory behavior in response to the loss of visual information. Alternative measures assessing the temporal structure or frequency content may thus offer further insight into CNS adaptations and exploration under these conditions.

Sample entropy (SampEn) is a non-linear measure of signal regularity, reflecting its complexity. Though one study found no SampEn change during immobilization [8], it may reveal CNS

adaptations to visual deprivation. Conversely, while COM immobilization has been associated with a shift toward lower frequencies [8], the sensory reweighting hypothesis suggests that visual deprivation may increase reliance on proprioception [18], potentially leading to higher-frequency sway components when vision is removed [19]. To assess COP frequency content, recent studies have used time-frequency methods, such as the discrete wavelet transform [8,20,21], which is better suited for non-linear signals than traditional Fourier analysis [22]. Wavelet analysis also decomposes COP into specific frequency bands, allowing the detection of energy shifts that may reflect changes in postural strategies under varying sensory conditions [23,24].

The objective of this study is to revisit Carpenter et al. [7] experiment using both traditional non-linear COP measures. Clarifying how the CNS responds to COM immobilization without visual input is essential to understanding the mechanisms underlying this “exploratory” phenomenon. We hypothesized that COM immobilization would increase or maintain COP variability and shift COP toward lower frequencies. Additionally, we expect that immobilization under closed-eyes conditions would further increase COP frequency and irregularity.

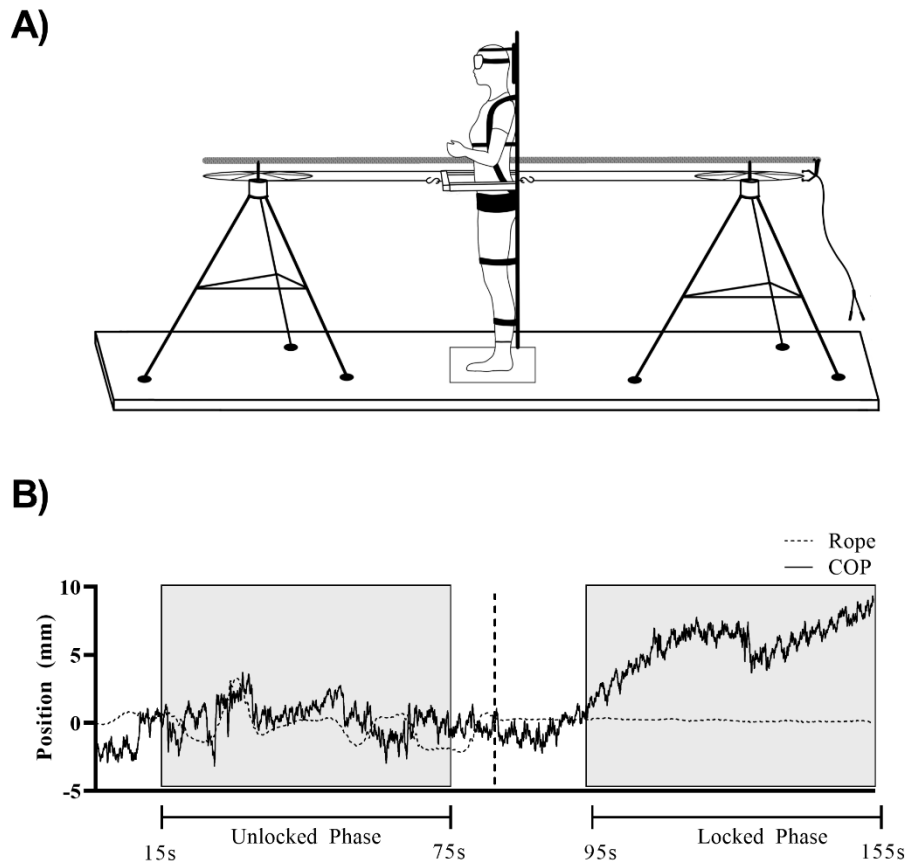
## **Materials and method**

### *Participant*

*A priori* power analysis using the Superpower R package [25] estimated a minimum sample size of 3 participants based on Carpenter et al. [7] data, and 6 participants based on Michaud et al. data [8] for a power of 0.8. Nineteen participants were recruited (12 females [age:  $23.66 \pm 1.07$  years old, weight:  $66.20 \pm 7.37$  kg, height:  $165.41 \pm 7.35$  cm] and 7 males [age:  $25 \pm 2.00$  years old, weight:  $73.63 \pm 9.59$  kg, height:  $173.98 \pm 6.56$  cm]), all of whom signed consent forms per the University's ethical guidelines. Participants were naïve to the study's experiment.

*Apparatus*

The COM immobilization was achieved using the apparatus (Figure 4.1A) from Michaud et al. [8], similar to Carpenter et al. [7] and Murnaghan et al. [9–11]. Participants stood on a force platform (100 Hz; AMTI ORG-6-1000, Watertown, MA, USA) while being secured to a wooden plank ( $1.66 \times 0.61$  m; 7 kg) extending from the calf to the head that restricted their movement to a single inverted pendulum. The plank was connected to an adjustable closed-loop pulley system with brakes via a PVC-coated steel clothesline rope attached at the approximated COM height (Male: 57 % of body height; Female: 55 % [26]). This setup allowed us to "lock" the participants in place without their awareness, either visually or auditorily. Straps were placed around the head, torso, waist, thighs, and calves, further limiting movement. A 9v potentiometer positioned over the rear pulley axle was used to measure linear rope motion. Participants wore glasses with blinders to minimize distractions. A cap was added during closed-eyes trials to ensure complete removal of visual input.



**Figure 4.1.** Experimental design. A) Side view illustration of the apparatus used to "lock" the participant in the anterior-posterior direction. B) Representation of a trial, with gray sections indicating the phases used in data analysis (i.e., 60s Unlocked and Locked). The vertical dashed line represents the moment when the brakes were activated.

### *Procedure*

Participants performed four randomized trials per eye condition (open or closed). While additional trials could improve data reliability [13], they might also cause fatigue [8]. Each trial (Figure 4.1B) began with a 15s stabilization period, followed by a 60s "unlocked" phase. After this phase, a 5s buffer was included, and the brakes were then activated once the COP entered a  $\pm 2$  SD range from its mean unlocked position. A second 15s buffer following brake activation was

also excluded from analysis. The subsequent 60s were analyzed as the “locked” phase. If the threshold was not reached within 60s, the trial was restarted, resulting in total durations ranging from 155 to 215s.

Trials were performed with feet at shoulder-width. Participants were instructed to stand as still as possible with their arms crossed. For the open-eyes condition, they were asked to look at a static target positioned 2 m in front of them at eye level. A minimum two-minute break, unstrapped from the apparatus, was provided between trials.

### *Data analysis*

The COP signal from the “unlocked” and “locked” phases was analyzed using Matlab 2019b software (MathWorks, Natick, MA, USA) to derive linear and nonlinear variables. Linear variables included COP standard deviation (SD-COP) in the anterior-posterior (AP) directions. Nonlinear variables included sample entropy (SampEn) and a wavelet transform in AP. Sample entropy (SampEn) measure was used to measure signal regularity. SampEn was calculated using the Richman and Moorman formula [27] with an embedding dimension ( $m$ ) of 2 and a tolerance ( $r$ ) of  $0.2 \cdot SD$  [13]. Higher SampEn values indicate greater irregularity. Additionally, the standard deviation of the linear rope signal (SD-Rope) was measured to confirm the immobilization. Signals were filtered using a 10 Hz second-order dual-pass Butterworth filter before calculating SD-COP, SampEn, and SD-Rope.

A frequency analysis was performed using a wavelet transform following Quek et al. [23] method. The procedure involves a one-dimension multisignal analysis that divides the signal into 12 bands using a Symlet-8 wavelet, then merges them into four frequency bands: Moderate (1.56-6.25 Hz), Low (0.39-1.56 Hz), Very-Low (0.10-0.39 Hz), and Ultra-Low (<0.10 Hz). Although

the exact relationship between frequency bands and sensory systems is debated [24], a shift toward higher frequencies generally indicates increased proprioceptive contribution, while lower frequencies suggest greater visual contribution [19].

The wavelet transform is compositional, meaning the four frequency bands sum to 100 %, preventing traditional statistical analyses [28,29]. To address this, wavelet data were transformed into Euclidean space using an Isometric Log-Ratio (Ilr) transformation before statistical analysis [30]. This transformation involved computing the natural logarithm of specific component ratios. Three-component ratios were selected using sequential binary partitioning [31] to obtain an orthonormal basis [32]:

$$\text{Ilr1} = [\text{Moderate} + \text{Low}] / [\text{Very-Low} + \text{Ultra-Low}]$$

$$\text{Ilr2} = \text{Moderate} / \text{Low}$$

$$\text{Ilr3} = \text{Very-Low} / \text{Ultra-Low}$$

An increase in an Ilr value indicates a greater prominence of the numerator frequency band relative to the denominator. In our case, higher Ilr1 values suggest that the Ultralow+Very-Low bands are more important than the Moderate+Low bands. Higher Ilr2 values suggest the Low band is more important than the Moderate band. Finally, higher Ilr3 values suggest the Ultralow band is more important than the Very-Low band.

### *Statistical analysis*

Since locking participants when their COP deviates from a mean position can result in drifts [12], extreme outliers from trials where the brakes were activated with the COP more than 3mm from their average position in the unlocked phase were removed (6/152 trials). Twelve

additional trials were removed due to apparatus malfunction. Repeated measures ANOVAs (Eye Condition [Open, Closed]  $\times$  Phase [Unlocked, Locked]) were conducted on the averaged values across eye conditions. An intraclass correlation coefficient (ICC(2,k)) was also performed on the COP data to assess reliability [13,33]. Statistical analyses were performed using SPSS 25 (IBM, IL, USA). Statistical significance was set at  $p < 0.05$ .

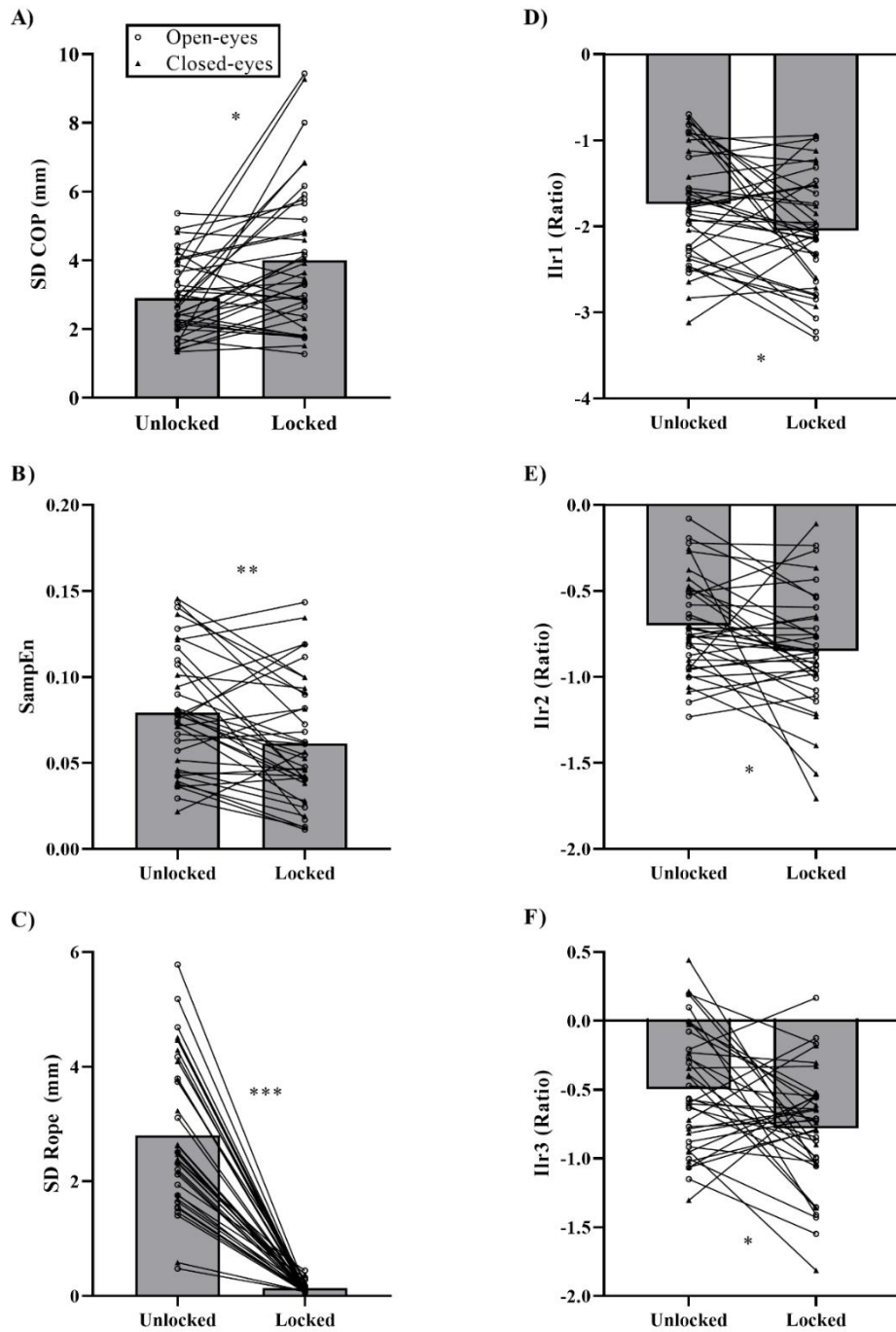
## Results

Statistical analysis revealed no significant Eye Condition  $\times$  Phase interaction. All variables showed a main effect of Phase. Variability (Figure 4.2A) was higher during the locked phase ( $F(1,18) = 7.037$ ,  $p < 0.05$ ,  $\eta^2 = 0.281$ ), while SampEn (Figure 4.2B) values were lower ( $F(1,18) = 12.404$ ,  $p < 0.01$ ,  $\eta^2 = 0.408$ ), indicating that COP increased in magnitude but became more regular. Rope variability (Figure 4.2C) was lower during the locked phase ( $F(1,18) = 110.633$ ,  $p < 0.001$ ,  $\eta^2 = 0.860$ ), indicating effective COM immobilization. For Ilr (Figure 4.2D-F) variables, all three showed a significant main effect of Phase. Values were lower (more negative) during the locked phase for Ilr1 ( $F(1,18) = 4.628$ ,  $p < 0.05$ ,  $\eta^2 = 0.205$ ), Ilr2 ( $F(1,18) = 5.645$ ,  $p < 0.05$ ,  $\eta^2 = 0.239$ ), and Ilr3 ( $F(1,18) = 5.656$ ,  $p < 0.05$ ,  $\eta^2 = 0.239$ ). Negative Ilr values indicate that the denominator in the ratio is more probable than the numerator, signifying a shift toward lower frequencies in this context. Among all variables, none showed a main effect of Eye Condition.

Not all participants exhibited similar behavior during immobilization compared to the unlocked phase (Figure 4.2). Table 1 provides descriptive information on these changes, classifying participants into three categories for each variable: greater than +10 %, between -10 % and +10 %, and less than -10 %. The table also reports percentage differences to illustrate the magnitude of these changes. For instance, while most participants showed increased COP variability, some demonstrated a decrease (Figure 4.2A); 13 participants in the open-eyes

condition and 10 participants in the closed-eyes condition showed increased COP variability ( $\approx 90.14\%$ ), while 5 and 6 participants showed a decrease, respectively ( $\approx 22.68\%$ ).

ICC analysis revealed that most variables showed fair to excellent reliability ( $ICC > 0.4$ ) [28] (Table 2). However, SampEn in the open-eyes unlocked and closed-eyes locked conditions, as well as Ilr values in the closed-eyes locked condition, showed poor ICCs that were not significantly different from zero.



**Figure 4.2.** Mean of SD-COP (A), SampEn (B), SD-Rope (C), Ilr1 (D), Ilr2 (E), and Ilr3 (F) for the unlocked and locked phases (\* $p < 0.05$ , \*\* $p < 0.01$ , \*\*\* $p < 0.001$ ). Symbols represent the participant's average for open- (▲) and closed- (●) eyes conditions.

**Table 4.1.** Classification of participants based on percentage changes between locked and unlocked phases for COP variability (SD-COP), sample entropy (SampEn), isometric log-ratio transformations (Ilr1, Ilr2, Ilr3), and rope variability (SD-Rope). Participants ( $n = 19$ ) were grouped based on averaged data from four trials in open- and closed-eyes conditions into three categories: greater than 10% change, between -10% and 10% change, and less than -10% change. The number of participants within each percentage change category is indicated, with final percentage differences reflecting the collapsed data across both eye conditions.

Variable	Classification		
	>10%	-10 % < x < 10%	<-10%
<b>SD COP</b>			
Open	13	1	5
Closed	10	3	6
% diff.	90.14 ± 82.60	-1.86 ± 6.83	-22.68 ± 11.09
<b>SampEn</b>			
Open	4	2	13
Closed	5	3	11
% diff.	42.48 ± 47.34	-0.46 ± 8.83	-45.02 ± 14.43
<b>Ilr1</b>			
Open	13	1	5
Closed	11	3	5
% diff.	67.32 ± 78.35	0.21 ± 6.82	-24.99 ± 13.48
<b>Ilr2</b>			
Open	8	7	4
Closed	12	3	4
% diff.	112.31 ± 164.45	-1.64 ± 5.77	-27.98 ± 27.67
<b>Ilr3</b>			
Open	12	1	6
Closed	7	2	10
% diff.	1371.44 ± 3532.79	-1.32 ± 6.29	-229.71 ± 385.15
<b>SD-Rope</b>			
Open	-	-	19
Closed	-	-	19
% diff.	-	-	-93.96 ± 4.98

**Table 4.2.** Intraclass correlation coefficients (ICC(2,k)) for each COP variable across phases and eye conditions. Significance levels: \* $p < 0.05$ , \*\* $p < 0.01$ , \*\*\* $p < 0.001$ . ICC values are interpreted as:  $<0.40$  = poor,  $0.40-0.75$  = fair to good,  $\geq 0.75$  = excellent [45].

Variable	Unlocked		Locked	
	Open-Eyes	Closed-Eyes	Open-Eyes	Closed-Eyes
SD COP	0.47*	0.66***	0.56*	0.70***
mVel	0.77***	0.83***	0.66**	0.67***
SampEn	0.38	0.42*	0.63**	0.27
Ilr1	0.67***	0.83***	0.64**	0.55**
Ilr2	0.51*	0.51*	0.64**	0.69***
Ilr3	0.54*	0.67***	0.44*	0.00

## Discussion

The primary objective of this study was to assess the effect of COM immobilization on COP behavior, with and without visual input, using a slightly modified version of Carpenter et al. original experiment [7]. As anticipated, COP variability increased during COM immobilization. Additionally, the immobilization impacted SampEn and Ilr values. However, contrary to expectations, removing visual information did not significantly alter behavior during the immobilization.

As observed in previous studies, COM immobilization leads to changes in COP behavior, notably with an average increase in COP variability. Researchers suggest that movement variability could indicate exploratory behavior, as changing movement patterns can provide different information about one's environment [34,35]. While this concept applies well to various motor behaviors, such as reaching, COP variability alone may not fully capture what occurs during COM immobilization due to the signal's nonlinearity [14,15].

Sway complexity has previously been associated with exploratory behavior, with higher complexity potentially reflecting strategies to probe the environment [16,17]. However, our results indicate a reduction in SampEn values, meaning that COP became more regular during immobilization. Additionally, the wavelet analysis revealed a shift toward lower frequencies, consistent with the SampEn reduction since SampEn is primarily sensitive to higher-frequency fluctuations [36]. As reported by others [8], these findings suggest that COP dynamics during immobilization take the form of drift-like dynamics at long time scales rather than the more complex motion typically observed in unconstrained conditions. While this reduction in complexity may appear inconsistent with the exploratory hypothesis, some have suggested that slow dynamics around the equilibrium point (referred to as *Rambling*) could also reflect exploratory behavior [5]. Furthermore, the association between COP complexity and exploration may not extend to a condition where the COM is mechanically constrained. In this context, the CNS may attempt to generate exploration during immobilization, but the constraint may favor this effort into drift-like dynamics. Once the immobilization is removed, exploratory behavior may naturally manifest as more active and complex sway.

COP drifts are not new to the immobilization paradigm. Similar behavior was reported by Michaud et al. [8]. Carpenter et al. [7] applied a detrending procedure to remove these drifts, but such processing may obscure relevant aspects of COP dynamics [37]. While we associate the drift-like dynamic at long time scales as an indication of exploratory behavior, Missen et al. [12] experimentally attributed these drifts to a positive torque feedback loop enhanced by the COP offset at the moment of immobilization. However, since their protocol involved post-immobilization perturbations, its direct applicability to our setup is unclear. We monitored the COP offset at brake activation and found no relation between COP offset and COP variability. We

believe the offset magnitude alone may not fully capture the postural control dynamics. COP naturally fluctuates around a reference point that can shift over time [5], meaning that larger offsets may simply represent an evolving reference point. Therefore, while we accounted for extreme offsets, interpreting COP behavior solely based on offset magnitude remains limited, especially when participants do not show consistent patterns.

Altogether, most participants showed increased SD-COP of more than 10 % (13 participants in the open-eyes condition and 10 in the closed-eyes condition), while SD-Rope was reduced by  $\approx 93.96$  %. Only 5 participants in the open-eyes condition and 6 in the closed-eyes condition showed a reduction in SD-COP greater than -10 %, with reductions averaging 23 %, far less than the reduction in COM variability. If COP motion were only the result of noise or delay, a larger reduction in COP variability would have been expected.

Based on the exploratory hypothesis, greater exploration could have been expected in the closed-eyes condition to compensate for the loss of visual information. However, manipulating sensory input did not produce such effects on any of our variables. This lack of effect has also been reported by Carpenter et al. [7] and Gorjan et al. [38], although they didn't use more complex variables. Interestingly, Gorjan et al. [38] observed a reduction in COP variability during the locked phase, as opposed to an increase, but their setup differed as they used a waist belt system instead of a rigid support.

One possible explanation for the lack of visual effect is that, even when vision is available, the CNS may reweight sensory input to prioritize proprioceptive information from the legs according to the sensory reweighting hypothesis [18]. In our setup, head motion was constrained, which limits visual optic flow [39,40]. Without head movement, the ability to extract visual information is reduced, potentially resulting in COP behavior similar to that observed when the

eyes are closed [41]. Consequently, the CNS may rely more heavily on the remaining proprioceptive input, regardless of visual availability, to maintain sufficient sensory feedback. The relatively large and stable foot position may also explain the lack of differences between the open- and closed-eye conditions [42]. Using a feet-together position, for example, could increase task difficulty and potentially influence the measured variables [43].

Several limitations are present in this experiment. Although none of the participants explicitly felt they were immobilized, they knew something was happening. Even though explicit knowledge of immobilization has been shown to still increase COP variability [10], participants may have been anticipating or waiting for a specific manipulation. Additionally, the apparatus used in this experiment is not entirely ecological, as it constrains participants to a rigid, inverted pendulum configuration, allowing movement primarily around the ankles. This setup has also been suggested to reduce sway in the unlocked condition due to increased inertia [7]. Given that postural control during quiet stance relies on synergies between multiple body segments [44], and that the CNS can also use individual segments to gather sensory information, the behavior observed in this study may be specific to the apparatus. Further research is needed to understand how these results translate to more natural postural situations. Finally, we performed four trials per condition, whereas previous studies typically relied on a single trial. While this design aimed to balance feasibility and reliability, the repeated measures could introduce fatigue. However, since reliability generally improves with repeated trials [13], a single trial may not provide sufficient reliability with the plank apparatus. In fact, our ICC values were mostly only fair to good after averaging four trials, which is lower than typically expected in normal conditions [13].

## Conclusion

In conclusion, COP behavior changed during immobilization: variability increased, the signal became more regular and shifted toward lower frequencies. This may reflect an attempt by the CNS to preserve sensory input, possibly through drift-like dynamics at long time scales. However, removing visual information had no effect, raising questions about how sensory manipulations influence this behavior. Future studies should refine the paradigm to clarify the role of sensory modalities within postural exploration and enhance ecological validity.

## Acknowledgments

The authors would like to thank D. Desilets for his contribution to the drawing of the apparatus.

## Author Contribution (CRediT)

**Lucas Michaud:** Conceptualization, Methodology, Data Curation, Formal Analysis, Investigation, Project Administration, Software, Supervision, Validation, Visualization, Writing – Original Draft, Writing – Review & Editing.

**Christina Rosa, Léila Turgeon, Stéphane Babineau, Benoit Boudreau:** Investigation, Writing – Original Draft, Writing – Review & Editing.

**Yves Lajoie:** Conceptualization, Methodology, Project Administration, Resources, Supervision, Validation, Visualization, Writing – Original Draft, Writing – Review & Editing.

## Founding Source

The author **Lucas Michaud** received funding from the Natural Sciences and Engineering Research Council of Canada (NSERC) through the NSERC Postgraduate Scholarships – Doctoral (PGS D).

**References**

- [1] T. Paillard, F. Noé, Techniques and Methods for Testing the Postural Function in Healthy and Pathological Subjects, *Biomed Res. Int.* 2015 (2015) 1–15.  
<https://doi.org/10.1155/2015/891390>.
- [2] H. Van Der Kooij, E. De Vlugt, Postural responses evoked by platform perturbations are dominated by continuous feedback, *J. Neurophysiol.* 98 (2007) 730–743.  
<https://doi.org/10.1152/jn.00457.2006>.
- [3] I.D. Loram, H. Gollee, M. Lakie, P.J. Gawthrop, Human control of an inverted pendulum: Is continuous control necessary? Is intermittent control effective? Is intermittent control physiological?, *J. Physiol.* 589 (2011) 307–324.  
<https://doi.org/10.1113/jphysiol.2010.194712>.
- [4] R.J. Peterka, Sensorimotor integration in human postural control, *J. Neurophysiol.* 88 (2002) 1097–1118. <https://doi.org/10.1152/jn.00605.2001>.
- [5] V.M. Zatsiorsky, M. Duarte, Instant Equilibrium Point and Its Migration in Standing Tasks: Rambling and Trembling Components of the Stablogram, *Motor Control.* 3 (1999) 28–38. <https://doi.org/10.1123/mcj.3.1.28>.
- [6] T. Paillard, F. Noé, N. Bru, M. Couderc, L. Debove, The impact of time of day on the gait and balance control of Alzheimers patients, *Chronobiol. Int.* 33 (2016) 161–168.  
<https://doi.org/10.3109/07420528.2015.1124885>.
- [7] M.G. Carpenter, C.D. Murnaghan, J.T. Inglis, Shifting the balance: Evidence of an exploratory role for postural sway, *Neuroscience.* 171 (2010) 196–204.  
<https://doi.org/10.1016/j.neuroscience.2010.08.030>.

- [8] L. Michaud, D. Lafleur, Y. Lajoie, Effect of Center of Mass Immobilization on Center of Pressure Displacement in Single and Dual-Task, *J. Mot. Behav.* 55 (2023) 539–549.  
<https://doi.org/10.1080/00222895.2021.1896468>.
- [9] C.D. Murnaghan, B.C. Horslen, J.T. Inglis, M.G. Carpenter, Exploratory behavior during stance persists with visual feedback, *Neuroscience*. 195 (2011) 54–59.  
<https://doi.org/10.1016/j.neuroscience.2011.08.020>.
- [10] C.D. Murnaghan, J.W. Squair, R. Chua, J.T. Inglis, M.G. Carpenter, Are increases in COP variability observed when participants are provided explicit verbal cues prior to COM stabilization?, *Gait Posture*. 38 (2013) 734–738.  
<https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2013.03.012>.
- [11] C.D. Murnaghan, J.W. Squair, R. Chua, J.T. Inglis, M.G. Carpenter, Cortical contributions to control of posture during unrestricted and restricted stance, *J. Neurophysiol.* 111 (2014) 1920–1926. <https://doi.org/10.1152/jn.00853.2012>.
- [12] K.J. Missen, L. Asslander, A. Babichuk, R. Chua, J.T. Inglis, M.G. Carpenter, The role of torque feedback in standing balance, *J. Neurophysiol.* 130 (2023) 585–595.  
<https://doi.org/10.1152/jn.00046.2023>.
- [13] L. Michaud, N. Richer, Y. Lajoie, Number of Trials Needed to Assess Postural Control of Young Adults in Single and Dual-Task, *J. Mot. Behav.* 53 (2020) 30–39.  
<https://doi.org/10.1080/00222895.2020.1723479>.
- [14] J.J. Collins, C.J. De Luca, Open-loop and closed-loop control of posture: A random-walk analysis of center-of-pressure trajectories, *Exp. Brain Res.* 95 (1993) 308–318.  
<https://doi.org/10.1007/BF00229788>.

- [15] M. Schieppati, M. Hugon, M. Grasso, A. Nardone, M. Galante, The limits of equilibrium in young and elderly normal subjects and in parkinsonians, *Electroencephalogr. Clin. Neurophysiol. Evoked Potentials*. 93 (1994) 286–298. [https://doi.org/10.1016/0168-5597\(94\)90031-0](https://doi.org/10.1016/0168-5597(94)90031-0).
- [16] H. Masoner, A. Hajnal, J.D. Clark, C. Dowell, T. Surber, A. Funkhouser, J. Doyon, G. Legradi, K. Samu, J.B. Wagman, Complexity of postural sway affects affordance perception of reachability in virtual reality, *Q. J. Exp. Psychol.* 73 (2020) 2362–2375. <https://doi.org/10.1177/1747021820943757>.
- [17] A.M. Sabatini, Analysis of postural sway using entropy measures of signal complexity, *Med. Biol. Eng. Comput.* 38 (2000) 617–624. <https://doi.org/10.1007/BF02344866>.
- [18] F.B. Horak, Postural orientation and equilibrium: What do we need to know about neural control of balance to prevent falls?, *Age Ageing*. 35 (2006) 7–11. <https://doi.org/10.1093/ageing/afl077>.
- [19] E. Nagy, K. Toth, G. Janositz, G. Kovacs, A. Feher-Kiss, L. Angyan, G. Horvath, Postural control in athletes participating in an ironman triathlon, *Eur. J. Appl. Physiol.* 92 (2004) 407–413. <https://doi.org/10.1007/s00421-004-1157-7>.
- [20] G. St-Amant, T. Rahman, N. Polskaia, S. Fraser, Y. Lajoie, Unveiling the cerebral and sensory contributions to automatic postural control during dual-task standing, *Hum. Mov. Sci.* 70 (2020) 102587. <https://doi.org/10.1016/j.humov.2020.102587>.
- [21] N. Richer, Y. Lajoie, Automaticity of Postural Control while Dual-tasking Revealed in Young and Older Adults, *Exp. Aging Res.* 46 (2020) 1–21. <https://doi.org/10.1080/0361073X.2019.1693044>.

- [22] M. Sifuzzaman, M.R. Islam, M.Z. Ali, Application of Wavelet Transform and its Advantages Compared to Fourier Transform, *J. Phys. Sci.* 13 (2009) 121–134.
- [23] J. Quek, S.G. Brauer, R. Clark, J. Treleaven, New insights into neck-pain-related postural control using measures of signal frequency and complexity in older adults, *Gait Posture.* 39 (2014) 1069–1073. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2014.01.009>.
- [24] J. Quek, J. Treleaven, R.A. Clark, S.G. Brauer, An exploratory study examining factors underpinning postural instability in older adults with idiopathic neck pain, *Gait Posture.* 60 (2018) 93–98. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2017.11.016>.
- [25] D. Lakens, A.R. Caldwell, Simulation-Based Power Analysis for Factorial Analysis of Variance Designs, *Adv. Methods Pract. Psychol. Sci.* 4 (2021) 1–14. <https://doi.org/10.1177/2515245920951503>.
- [26] J.G. Hay, J.G. Reid, *Anatomy, mechanics, and human motion*, second, Prentice Hall, Englewood Cliffs, 1982.
- [27] J.S. Richman, J.R. Moorman, Physiological time-series analysis using approximate entropy and sample entropy, *Am. J. Physiol. Circ. Physiol.* 278 (2000) H2039–H2049. <https://doi.org/10.1152/ajpheart.2000.278.6.H2039>.
- [28] J.C. Douma, J.T. Weedon, Analysing continuous proportions in ecology and evolution: A practical introduction to beta and Dirichlet regression, *Methods Ecol. Evol.* 10 (2019) 1412–1430. <https://doi.org/10.1111/2041-210X.13234>.
- [29] A. Alenazi, A review of compositional data analysis and recent advances, *Commun. Stat. - Theory Methods.* 52 (2021) 5535–5567. <https://doi.org/10.1080/03610926.2021.2014890>.

- [30] P. Filzmoser, K. Hron, C. Reimann, Univariate statistical analysis of environmental (compositional) data: Problems and possibilities, *Sci. Total Environ.* 407 (2009) 6100–6108. <https://doi.org/10.1016/j.scitotenv.2009.08.008>.
- [31] P. Von Rosen, Analysing time-use composition as dependent variables in physical activity and sedentary behaviour research: different compositional data analysis approaches, *J. Act. Sedentary Sleep Behav.* 2 (2023) 23. <https://doi.org/10.1186/s44167-023-00033-5>.
- [32] J.J. Egozcue, V. Pawlowsky-Glahn, G. Mateu-Figueras, C. Barceló-Vidal, Isometric Logratio Transformations for Compositional Data Analysis, *Math. Geol.* 35 (2003) 279–300. <https://doi.org/10.1023/A:1023818214614>.
- [33] J.P. Weir, Quantifying test-retest reliability using the intraclass correlation coefficient and the SEM, *J. Strength Cond. Res.* 19 (2005) 231–240. <https://doi.org/10.1519/15184.1>.
- [34] G.E. Riccio, Information in movement variability: About the qualitative dynamics of posture and orientation., in: K.M. Newell, D.M. Corcos (Eds.), *Var. Mot. Control, Human Kinetics*, Champaign, IL, 1993: pp. 317–357.
- [35] N. Stergiou, R.T. Harbourne, J.T. Cavanaugh, Optimal Movement Variability: A New Theoretical Perspective for Neurologic Physical Therapy, *J. Artic.* 69 (2006) 120–129. <https://doi.org/10.1097/01.NPT.0000281949.48193.d9>.
- [36] O.M. Fischer, K.J. Missen, C.D. Tokuno, M.G. Carpenter, A.L. Adkin, Postural threat increases sample entropy of postural control, *Front. Neurol.* 14 (2023) 1–12. <https://doi.org/10.3389/fneur.2023.1179237>.
- [37] A. V Lubetzky, D. Harel, E. Lubetzky, On the effects of signal processing on sample

- entropy for postural control, *PLoS One*. 13 (2018) 1–15.  
<https://doi.org/10.1371/journal.pone.0193460>.
- [38] D. Gorjan, A. Bellicha, J. Čamernik, W. Bachta, J. Babič, Induced stabilization of center of mass decreases variability of center of pressure regardless of visual or tactile information, *J. Biomech*. 117 (2021). <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2020.110199>.
- [39] M.G. Wade, G. Jones, The role of vision and spatial orientation in the maintenance of posture, *Phys. Ther.* 77 (1997) 619–628. <https://doi.org/10.1093/ptj/77.6.619>.
- [40] E.J. Gibson, Exploratory Behavior in the Development of Perceiving, Acting, and the Acquiring of Knowledge, *Annu. Rev. Psychol.* 39 (1988) 1–42.  
<https://doi.org/10.1146/annurev.ps.39.020188.000245>.
- [41] K. Horiuchi, M. Ishihara, K. Imanaka, The essential role of optical flow in the peripheral visual field for stable quiet standing : Evidence from the use of a head-mounted display, *PLoS One*. 12 (2017) e0184552. <https://doi.org/10.5878/002913.Funding>.
- [42] J. Tarantola, A. Nardone, E. Tacchini, M. Schieppati, Human stance stability improves with the repetition of the task: Effect of foot position and visual condition, *Neurosci. Lett.* 228 (1997) 75–78. [https://doi.org/10.1016/S0304-3940\(97\)00370-4](https://doi.org/10.1016/S0304-3940(97)00370-4).
- [43] S.M. Henry, J. Fung, F.B. Horak, Effect of Stance Width on Multidirectional Postural Responses, *J. Neurophysiol.* 85 (2001) 559–570. <https://doi.org/10.1152/jn.2001.85.2.559>.
- [44] S. Sasagawa, J. Ushiyama, M. Kouzaki, H. Kanehisa, Effect of the hip motion on the body kinematics in the sagittal plane during human quiet standing, *Neurosci. Lett.* 450 (2009) 27–31. <https://doi.org/10.1016/j.neulet.2008.11.027>.

- [45] J.L. Fleiss, Reliability of Measurement, in: Des. Anal. Clin. Exp., John Wiley & Sons, Inc, New York, NY, 1986: pp. 1–32.

## Chapitre 5 : Article 2

L'article 2 a été publié dans le journal *Motor Control*. Le présent chapitre reprend le format de soumission exigé par le journal.

**Michaud, L.**, Pommier, L., Grondin, V., Giddings, S., Brandon, P. & Lajoie, Y. Restricting the Center of Mass Motion via Multi-Segment versus Localized Constraints: Its Impact on the Center of Pressure Behavior. *Motor Control*. In Press.

**Abstract**

Artificially restricting the center of mass (COM) motion during quiet standing through multi-segment constraints has previously been shown to alter center of pressure (COP) dynamics. Increases in COP motion during such mechanically restricted stances have been interpreted as potential markers of exploratory behavior, whereby the central nervous system may generate movements to gather sensory input that would otherwise be limited by the imposed constraints. However, past studies relied on a plank-based apparatus that places participants in a non-ecological posture, potentially limiting interpretations. This study compared the effects of the plank-based setup and a more ecologically valid belt-based apparatus that restricts COM movement without fully constraining the body. The analysis focused on both traditional measures of COP (i.e., variability) and dynamic measures (i.e., regularity and frequency components). Participants performed standing trials with both apparatuses, with eyes open and closed. Results revealed distinct COP behaviors between the two systems: compared to the unrestricted condition, the restricted condition with the plank-based apparatus yielded higher COP variability and regularity, whereas the belt-based system yielded lower COP variability and irregularity. These effects were not strongly influenced by visual input. The persistent COP motion observed under both conditions suggests that COP displacement may serve functions beyond merely stabilizing the COM, possibly reflecting exploratory behaviors. Overall, our findings support the use of belt-based systems as a more ecological alternative for restricting the COM motion, allowing for the study of the role of the COP in sensorimotor regulation without the limitations of a multi-segment constraint.

**Keywords:** Exploratory Sway, Center of Pressure, Sample Entropy, Wavelet, Visual System, Restricting Stance

## Introduction

Postural control is often assessed through sway analysis during quiet standing conditions, where larger sway is typically interpreted as indicating less effective control of the center of mass (COM) and a higher risk of instability (Paillard & Noé, 2015). Maintaining balance requires continuous postural adjustments via the center of pressure (COP) movement. However, due to neural delays (Peterka, 2002; Zatsiorsky & Duarte, 1999) and noise (Kiemel et al., 2002), the postural system cannot maintain perfect equilibrium. This results in the COP continuously chasing the COM to prevent loss of balance (Winter et al., 1996). Consequently, greater COP movement has traditionally been associated with less efficient postural control (Paillard & Noé, 2015). Although this understanding of postural sway has been widely accepted for years, recent evidence (e.g., Carpenter et al., 2010) suggests that sway may also serve an exploratory purpose. Based on Gibson's ecological perspective (1988), the exploratory hypothesis proposes that movement variability allows the central nervous system (CNS) to gather sensory information and test possible actions.

While some researchers have previously discussed it (Riccio, 1993; Riccio & Stoffregen, 1988; Stergiou et al., 2006), the first tangible evidence of exploratory sway came from Carpenter et al. (2010). Using a novel apparatus, they found that COP variability in the anterior-posterior direction (AP) increased when the body motion (from the calves to the head) was artificially restricted in that same direction. They argued that, in the absence of the need to stabilize the COM, the CNS no longer needed to adjust the COP for balance, suggesting that the remaining COP movements could instead reflect exploratory behavior. This interpretation aligns with the idea that reducing

body motion may decrease the activation of fast-adapting sensory receptors (Gandevia et al., 2002), prompting the CNS to generate movement to maintain sufficient sensory input.

These findings have been replicated across various conditions, including when participants were explicitly informed about the COM mechanical stabilization (Murnaghan et al., 2013), under open- and closed-eyes conditions (Carpenter et al., 2010; Michaud et al., 2025b), and during visual biofeedback (Murnaghan et al., 2011). Carpenter et al. (2010) and Michaud et al. (2025b) observed that the increased COP variability persisted regardless of visual input. Their result appears to contradict the exploratory hypothesis, which would suggest that removing visual input should lead to compensatory exploration. One possible explanation lies in the role of optic flow (the visual perception of self-motion relative to the environment), which plays a critical role in postural control (Raffi & Piras, 2019). Since optic flow depends on body movement to provide meaningful feedback, multi-segment constraints that also restrain head movement may reduce motion to the point where optic flow is similarly limited in both open- and closed-eyes conditions (Horiuchi et al., 2017).

Despite effectively restricting COM movement, multi-segment constraints, as used in previous studies (Carpenter et al., 2010; Michaud et al., 2023, 2025b; Murnaghan et al., 2011, 2013, 2014), do not represent an ecological postural context, as they place participants in an unfamiliar and unnatural situation. Postural control during quiet standing is inherently multi-segmental. While young adults generally rely on the ankle strategy (Sotirakis et al., 2020), they do not behave solely as a rigid inverted pendulum. Instead, postural sway involves intersegmental coordination, where upper and lower body segments may exhibit both in-phase and out-of-phase dynamics (Creath et al., 2005; Sasagawa et al., 2009). This raises the question of whether the increased COP variability observed during restricted stance truly reflects exploratory behavior, or rather a response to the

novelty and constraints of the experimental environment. If the CNS's primary objective is indeed to stabilize the COM, then restricting the COM motion with a more ecological device, such as with a belt system, should, in theory, be sufficient to substantially reduce COP variability.

To address the issue of non-ecological setups, Gorjan et al. (2021) used a belt system to restrict the COM motion. They observed a significant reduction in COP variability during restricted stance, which challenges the exploratory hypothesis. However, their study did not include a direct comparison with a plank-based restriction, and their apparatus incorporated a motorized mechanism to compensate for the torque generated by the participant, which may have influenced the results.

Gorjan et al. (2021) also focused exclusively on COP variability. Although COP variability has been suggested to reflect exploratory behavior in normal (i.e., unrestricted) conditions (Riccio, 1993; Stergiou et al., 2006), it provides only a general measure of sway magnitude, without capturing the underlying structure of the signal. Moreover, it does not account for the inherent complexity of the COP time series. Given the nonlinear and non-stationary nature of postural sway (Collins & De Luca, 1993; Schieppati et al., 1994), using measures better suited for such signals may provide deeper insights into COP dynamics (Roerdink et al., 2006; Stins et al., 2009). For instance, such “dynamic” measures have shown that a plank-based restriction leads to more regular (Michaud et al., 2025b) and slower COP fluctuations (Michaud et al., 2023), along with a shift toward lower-frequency components (Michaud et al., 2023, 2025b), which may partly reflect COP drift.

Therefore, the objective of this study was to revisit the effects of restricting COM motion while standing on COP movement using multi-segment (plank-based) and localized (belt-based) constraints, and both traditional (magnitude, velocity) and dynamic (frequency, regularity)

measures. We hypothesized that restricting the COM motion would increase COP variability, reduce signal irregularity and velocity, and shift frequency contributions toward lower frequencies. However, we expected these changes to be less pronounced with the belt-based COM restriction.

## **Method**

### *Participants*

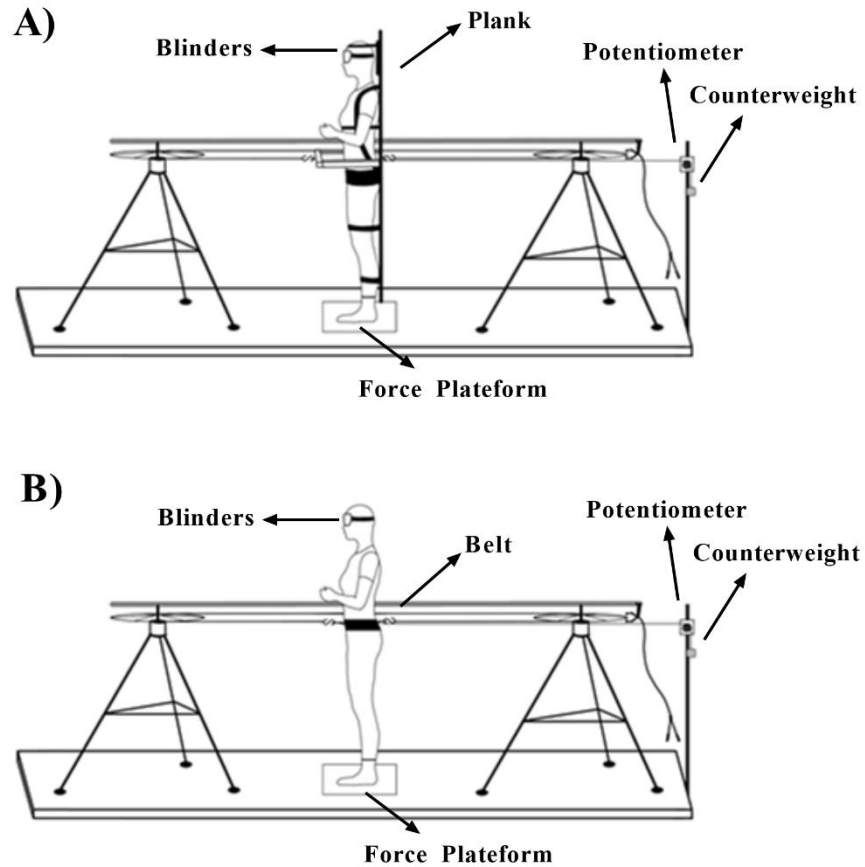
Using the Superpower R package (Lakens & Caldwell, 2021), power analyses based on COP variability (SD of COP) data reported by Michaud et al. (2025b) in their restriction  $\times$  visual input design indicated that at least 16 participants would be required to achieve 0.80 power for the main effect of restriction (Cohen's  $f = 0.40$ ). Seventeen healthy young adults without any motor or sensory issues that could affect their posture participated in this experiment (10 female and 7 males;  $25.53 \pm 8.29$  years;  $69.72 \pm 12.64$  kg;  $171.00 \pm 7.59$  cm). Participants had normal or corrected-to-normal vision. All were naïve to the purpose of the experiment. Informed consent was obtained in accordance with the University's ethical guidelines.

### *Apparatus*

The multi-segment restricted stance (Figure 5.1A) was achieved using a similar apparatus to the one described by Michaud et al. (2023), which is based on the apparatus used by Carpenter et al. (2010). Participants were secured to a wooden plank (1.66 x 0.61 m; 7 kg) using adjustable straps around the lower legs, thighs, waist, torso, shoulders, and head to accommodate different heights. This allowed movement only at the ankle, simulating an inverted pendulum. The localized restricted stance (Figure 5.1B) was achieved using a belt positioned at the approximated COM level (Male: 57 %; Female: 55 % (Hay & Reid, 1982)). The belt system was designed to prevent possible gaps between the belt and the body due to material stretching. The wooden plank and belt

systems were then integrated into a closed-loop pulley system, consisting of bike wheels and a rope aligned at the approximate COM level. A braking system on the wheels was used to stop the pulley movement, restricting the COM motion in AP without visual or auditory cues.

To assess the efficiency of the restricted conditions, we measured COM movement in AP using a 5V potentiometer. A monofilament attached at the estimated COM position was routed through the calibrated potentiometer to provide a direct (1:1) measurement of its movement. A counterweight was attached at the opposite end via additional pulleys to maintain constant tension in the monofilament, with a resistance of 0.66 N that was imperceptible to participants (Mbourou et al., 2003). Participants also stood on a force platform to record COP position (100 Hz; ORG-6-1000, AMTI, Watertown, MA, USA) and wore glasses with side blinders to minimize visual distractions.

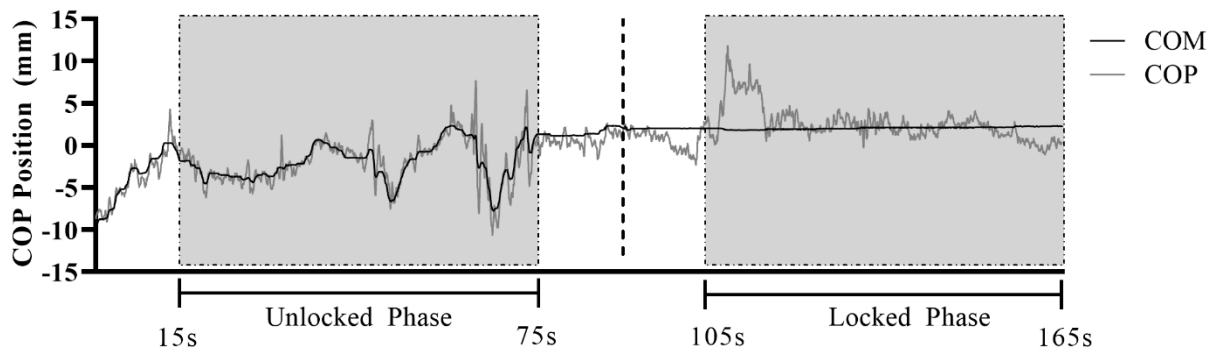


**Figure 5.1.** Side view of the apparatus used for A) plank-based and B) belt-based COM restriction. For visual clarity, the pulleys used between the potentiometer and the counterweight to fine-tune the monofilament tension are not shown in the figure.

### *Procedure*

Participants stood on a force platform with their feet shoulder-width apart and arms crossed, using either the plank- or belt-based constraint to restrict the COM movement. Each participant completed three trials for each eye condition (open- and closed-eye) and apparatus type (plank or belt), for a total of 12 randomized trials. Although four trials have been shown to provide fair-to-excellent reliability in similar setups (Michaud et al., 2025b), the number was limited to three to balance data quality with participant fatigue and practical constraints. Participants were instructed to stand as still as possible. In the open-eyes condition, participants fixated on a static target 2 meters away.

Each trial lasted approximately  $\approx 165$  seconds and included an unlocked (unrestricted) and a locked (restricted) phase (Figure 5.2). The first 15 seconds allowed for COP stabilization, followed by 60 seconds in the unlocked phase. Brakes were then applied to “lock” the participant, with a 15-second buffer before and after. The locked phase corresponded to the final 60 seconds. To ensure COM stability when restricting participants, the experimenter waited up to 60 s before activating the brakes for the COP to fall within  $\pm 2$  SD of its mean calculated during the unlocked phase. Trials were repeated when the threshold was not reached, but this never occurred more than twice per participant. Participants were not informed about the restricted conditions at any time.



**Figure 5.2.** Example of the COM (black) and COP (grey) signals during a trial with the belt setup. The grey-shaded area indicates the segment of the signal used for analysis. The dotted vertical line marks the moment when the brakes were activated on the apparatus.

### *Data analysis*

Variables were derived from the anterior-posterior COP and COM time series for both the unlocked and locked phases using Matlab 2019b (MathWorks, Natick, MA, USA). All time series (except those derived from the wavelet transform described below) were filtered beforehand using a second-order Butterworth filter with a 10 Hz cut-off frequency. The standard deviation of the COM time series (SD-COM) was calculated to confirm that COM motion was restricted during the locked phase. The COP magnitude was assessed using the standard deviation of the COP signal (SD-COP), and traditional measures also included the mean COP velocity (mVel).

To further analyze signal complexity, regularity was assessed using Sample Entropy (SampEn), based on the formula described by Richman and Moorman study (2000). Parameters for the SampEn calculation were set to  $r = 0.2 \times SD$  and  $m = 2$  (Michaud et al., 2020). Higher SampEn values indicate greater signal irregularity.

Signal frequency content was assessed using a wavelet transform instead of the traditional Fast Fourier Transform (FFT), which assumes signal stationarity. In contrast, the wavelet transform enables simultaneous analysis in both the time and frequency domains, making it more appropriate for nonlinear signals such as COP data (Sifuzzaman et al., 2009). Using MATLAB's wavelet toolbox with a Symlet-8 wavelet, the signal was decomposed into 12 levels, then subsequently grouped into four frequency bands: Moderate (1.56–6.25 Hz), Low (0.39–1.56 Hz), Very-Low (0.10–0.39 Hz), and Ultra-Low (<0.10 Hz). This decomposition allowed the calculation of each band's relative contribution to the overall signal. Previous research (eg., Richer & Lajoie (2020) and St-Amant et al. (2022)) has linked these frequency bands to specific systems or pathways involved in postural regulation: Moderate (proprioceptive), Low (cerebellar), Very-Low (vestibular), and Ultra-Low (visual). However, these interpretations assumed that each system contributes to specific frequency ranges and did not explicitly separate their interactions, although some suggested possible overlap between these bands (Quek et al., 2018). Despite this, higher frequency contributions are generally interpreted as greater reliance on proprioception, whereas a shift toward lower frequencies suggests increased dependence on visual information (Nagy et al., 2004).

#### Compositional Data:

The contributions of the frequency bands are compositional, meaning that they sum to 1 (or 100 %). Consequently, a change in one band inherently affects the others, making traditional

statistical methods inappropriate without adjustment (Alenazi, 2023; Douma & Weedon, 2019). To address this issue, the wavelet data were transformed into Euclidean space using Isometric Log-Ratio (Ilr) transformations (Michaud et al., 2025a, 2025b). These transformations consist of applying the natural logarithm to specific component ratios, creating independent variables (Filzmoser et al., 2009). To perform the Ilr transformation, Sequential Binary Partitioning (Rosen, 2023) was used to create three component ratios that respect the required orthonormal basis (Egozcue et al., 2003):

$$\begin{aligned} \text{Ilr}_1 &= \frac{[\text{Moderate} + \text{Low}]}{[\text{Very-Low} + \text{Ultra-Low}]} \\ \text{Ilr}_2 &= \frac{\text{Moderate}}{\text{Low}} \\ \text{Ilr}_3 &= \frac{\text{Very-Low}}{\text{Ultra-Low}} \end{aligned}$$

Ilr values represent the ratio between frequency bands, with positive values indicating a greater prominence of the numerator in the ratio. Since higher frequency bands were designated as numerators in the Ilr transformations, an increase in Ilr values reflects a greater relative contribution from higher-frequency components.

### *Statistical analysis*

Before the statistical analysis, 5 out of 102 trials (including 3 in the closed-eyes condition) with the belt and 19 out of 102 trials (including 9 in the closed-eyes condition) with the plank were excluded due to apparatus issues or extreme outliers (3IQR). While it is acknowledged that not all participants react uniformly to the restricted conditions (Carpenter et al., 2010; Michaud et al., 2023), extreme outliers can still significantly skew the data.

Additionally, it has been suggested that a non-natural body alignment at the moment of restricting the COM motion may contribute to large COP drifts due to a feedback torque loop, in

which the CNS attempts to realign the body but is prevented from doing so by the imposed constraint (Missen et al., 2023). To evaluate this, we computed the COP offset (i.e., the difference between the COP position at brake activation and its mean position during the unlocked phase) and tested its influence on SD-COP values using linear mixed models. Model analysis revealed no significant effect of COP offset on SD-COP, supporting the idea that the observed effects are indeed attributable to the constraint rather than to initial body misalignment.

Linear mixed models were used to assess differences across conditions following a 2x2x2 repeated measures design (Phases [Unlocked, Locked] × Eyes [Closed, Open] × Apparatuses [Plank, Belt]). The models were created using the *Lme4* R package (Bates et al., 2015), and model assumptions were met. ANOVAs were performed on the models via the *LmerTest* R package (Kuznetsova et al., 2017). Post hoc analyses with the *mvt* correction for multiple comparisons were conducted using the *emmeans* R package (Lenth, 2017). Statistical significance was set at  $p < 0.05$ , with comparisons reported as marginal means and their 95% confidence interval. The specified model formula was  $model = lmer(DependantVariable \sim Phases \cdot Eyes \cdot Apparatuses + (1 | Participant))$ , where *Phases*, *Eyes*, and *Apparatuses* are treated as fixed effects, and *Participant* as a random effect.

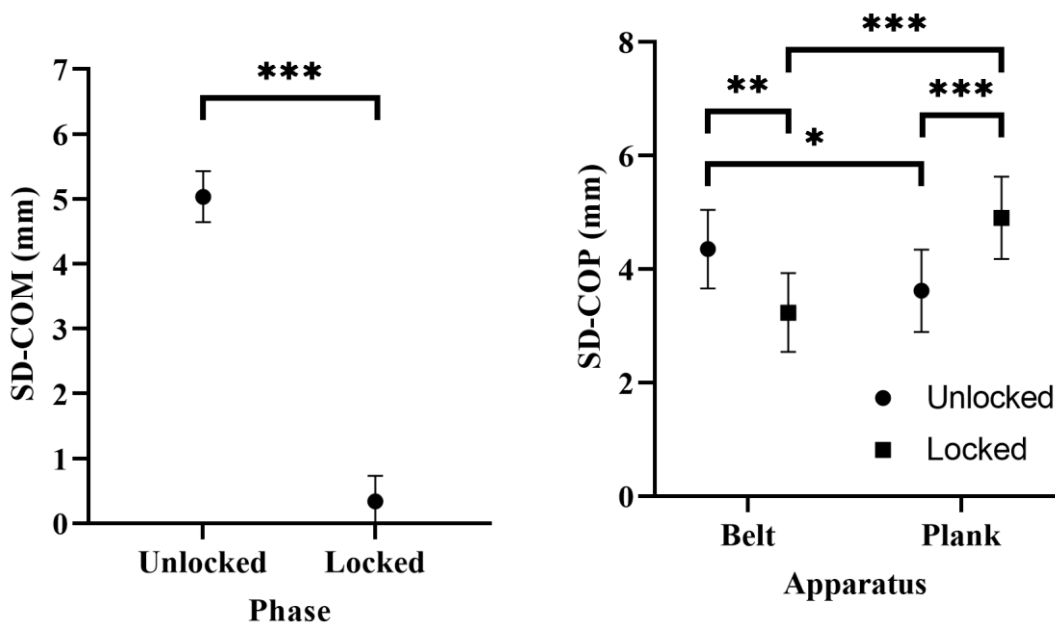
## Results

### *SD-COM*

A main effect of Phases was observed  $F(1, 336.23) = 517.33, p < 0.001, \eta^2 = 0.61$ ). Post hoc analysis indicated that COM variability was significantly lower during the locked phase compared with the unlocked phase ( $p < 0.001, d = -2.41$ ) (Figure 5.3).

### *SD-COP*

A significant Apparatuses×Phases interaction was observed ( $F(1, 335.48) = 21.97, p < 0.001, \eta^2 = 0.06$ ). Post hoc analysis (Figure 5.4) revealed that COP variability was significantly higher in the locked phase than in the unlocked phase with the plank setup ( $p < 0.001, d = 0.53$ ). Conversely, COP variability was significantly lower in the locked phase than in the unlocked phase with the belt setup ( $p < 0.01, d = 0.46$ ). Additionally, SD-COP was higher during the unlocked phase ( $p < 0.05, d = 0.30$ ), but lower during the locked phase ( $p < 0.001, d = 0.69$ ) with the belt setup than with the plank.



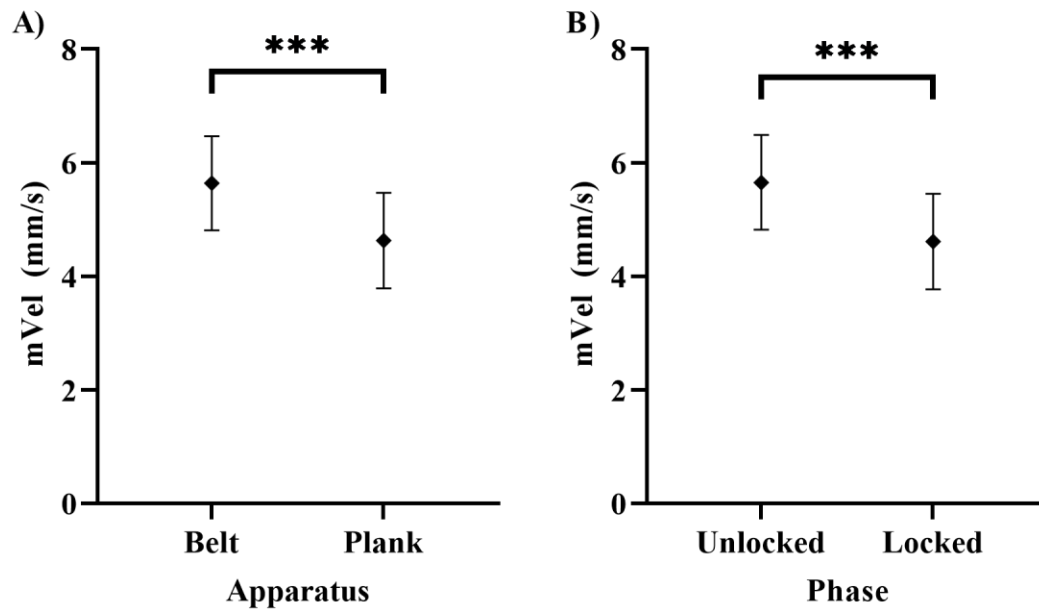
**Figure 5.3.** Marginal means ( $\pm 95\%$  CI) of the COM standard deviation (SD-COM) across the restriction phases (\*\*\*)  $p < 0.001$ ).

**Figure 5.4.** Marginal means ( $\pm 95\%$  CI) of the COP standard deviation (SD-COP) for the Apparatuses  $\times$  Phases interaction (\* $p < 0.05$ , \*\* $p < 0.01$ , \*\*\* $p < 0.001$ ). Circles indicate the unlocked phase, and squares indicate the locked phase.

### *mVel*

There was a main effect of Apparatuses ( $F(1, 337.79) = 22.74, p < 0.001, \eta^2 = 0.06$ ) (Figure 5.5a) and a main effect of Phases ( $F(1, 336.24) = 24.91, p < 0.001, \eta^2 = 0.07$ ) (Figure

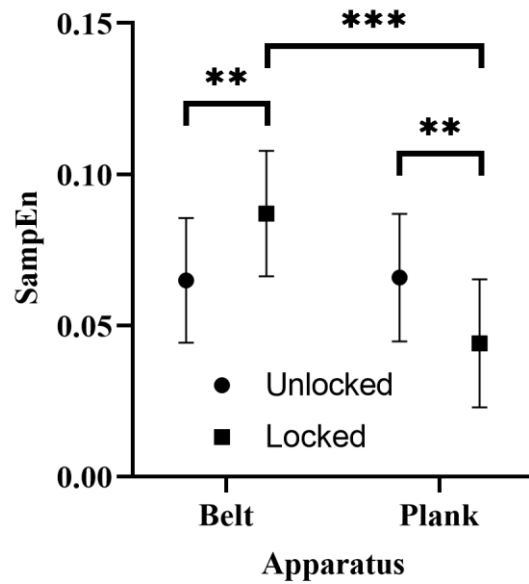
5.5b). Specifically, mVel values were higher in the unlocked compared with the locked phase ( $p < 0.001$ ,  $d = 0.53$ ), and higher with the belt setup than with the plank ( $p < 0.001$ ,  $d = 0.51$ ).



**Figure 5.5.** Marginal means ( $\pm$  95% CI) of the COP mean velocity (mVel) across A) the type of apparatuses and B) the restriction phases (\*\*\*)  $p < 0.001$ ).

### *SampEn*

There was a significant Apparatuses $\times$ Phases interaction (Figure 5.6) ( $F(1, 336.26) = 16.86$ ,  $p < 0.001$ ,  $\eta^2 = 0.05$ ). Post hoc analysis indicated that SampEn was significantly higher (i.e., more irregular) in the locked phase than in the unlocked phase with the belt setup ( $p < 0.01$ ,  $d = 0.44$ ). Conversely, with the plank setup, SampEn was higher in the unlocked phase than in the locked phase ( $p < 0.01$ ,  $d = 0.43$ ). Furthermore, during the locked phase, SampEn was significantly higher with the belt than with the plank setup ( $p < 0.001$ ,  $d = 0.85$ ).



**Figure 5.6.** Marginal means ( $\pm$  95% CI) of the COP sample entropy (SampEn) for the Apparatuses  $\times$  Phases interaction (\*\* $p < 0.01$ , \*\*\*  $p < 0.001$ ). Circles indicate the unlocked phase, and squares indicate the locked phase.

### *Ilr*

#### $Ilr_1$ ([Moderate + Low] vs [Very-Low + Ultra-Low]):

There was an Apparatuses $\times$ Phases interaction ( $F(1, 335.66) = 25.51, p < 0.001, \eta^2 = 0.07$ ). Post hoc analysis (Figure 5.7a) revealed that  $Ilr_1$  values were higher during the locked phase with the belt setup than with the plank ( $p < 0.001, d = 1.06$ ). Additionally, with the plank,  $Ilr_1$  values were higher during the unlocked phase compared with the locked phase ( $p < 0.001, d = 0.95$ ).

There was also a significant Apparatuses $\times$ Eyes interaction ( $F(1, 336.98) = 4.00, p = 0.046, \eta^2 = 0.01$ ). Post hoc analysis (Figure 5.7b) revealed that  $Ilr_1$  values were higher in the open-eyes condition with the belt setup than with the plank ( $p < 0.001, d = 0.74$ ). Conversely, with the plank,  $Ilr_1$  values were lower during the open-eyes condition compared with the closed-eyes condition ( $p < 0.01, d = 0.47$ ). A positive  $Ilr_1$  value indicates that the combined relative contribution of the

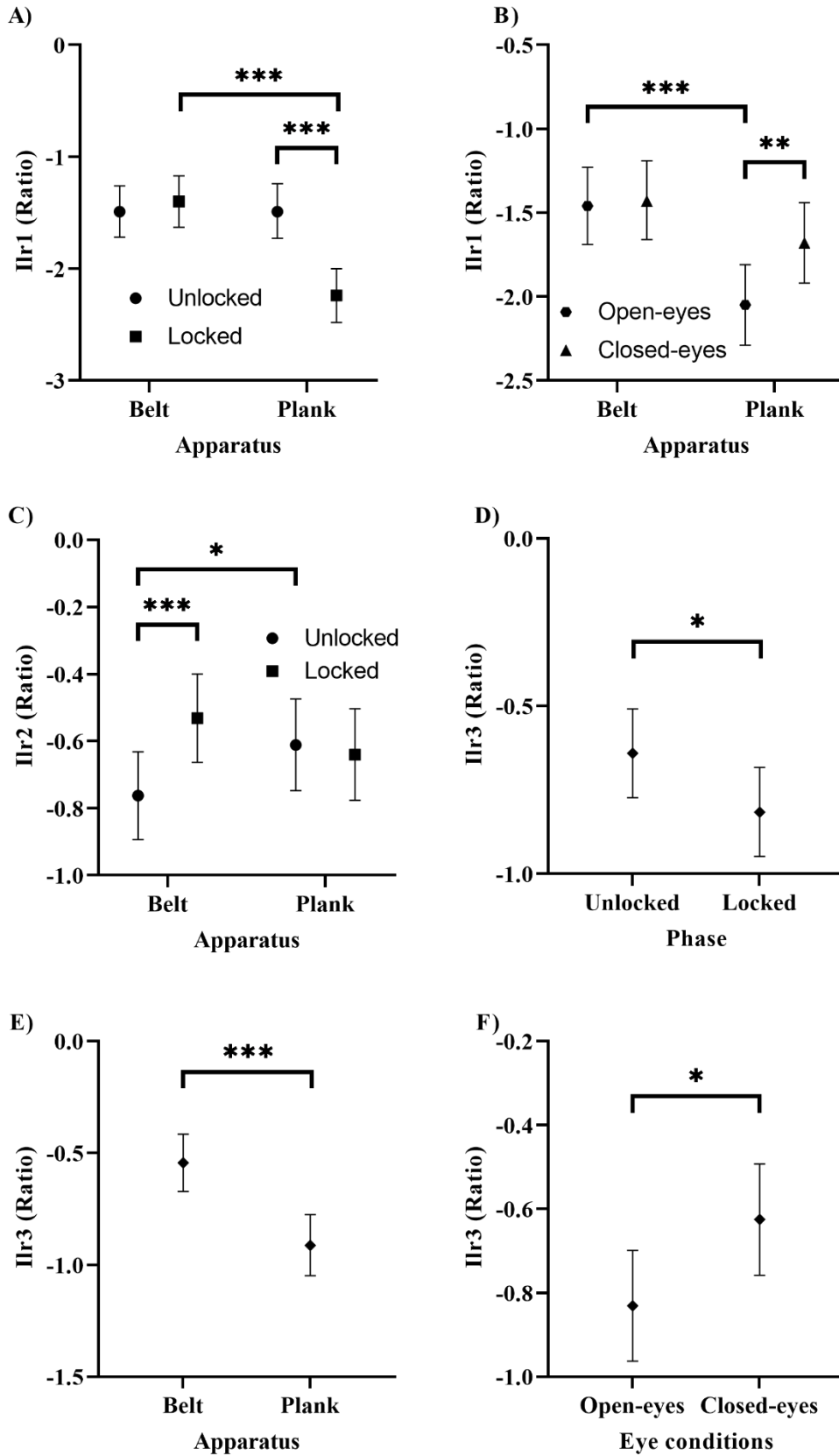
Moderate and Low frequency bands is greater than that of the Very-Low and Ultra-Low frequency bands.

Ilr<sub>2</sub> (Moderate vs Low):

There was a significant Apparatuses×Phases interaction for Ilr<sub>2</sub> ( $F(1, 335.98) = 8.37, p = 0.004, \eta^2 = 0.01$ ). Post hoc analysis (Figure 5.7c) revealed that Ilr<sub>2</sub> values were significantly lower during the unlocked phase with the belt setup than both the unlocked phase with the plank setup ( $p < 0.05, d = 0.36$ ) and the locked phase with the belt setup ( $p < 0.001, d = 0.54$ ). A positive Ilr<sub>2</sub> value indicates that the relative contribution of the Moderate frequency band is greater than that of the Low frequency band.

Ilr<sub>3</sub> (Very-Low vs Ultra-Low):

There was a significant main effect of Phases ( $F(1, 336.67) = 4.68, p = 0.031, \eta^2 = 0.01$ ), Apparatus ( $F(1, 344.38) = 20.77, p < 0.002, \eta^2 = 0.06$ ) and Eyes ( $F(1, 339.61) = 6.49, p = 0.011, \eta^2 = 0.02$ ). Post hoc analysis revealed that Ilr<sub>3</sub> values were significantly higher during the unlocked phase compared with the locked phase ( $p < 0.05, d = 0.23$ ; Figure 5.7d), higher with the belt setup than with the plank ( $p < 0.001, d = 0.48$ ; Figure 5.7e), and higher in the closed- than in the open-eyes condition ( $p < 0.05, d = 0.27$ ; Figure 5.7f). A positive Ilr<sub>3</sub> value indicates that the relative contribution of the Very-Low frequency band is greater than that of the Ultra-Low frequency band.



**Figure 5.7.** Marginal means ( $\pm$  95% CI) of Ilr transformations; A) Ilr1 for the Apparatuses  $\times$  Phases interaction, B) Ilr1 for the Apparatuses  $\times$  Eyes interaction, C) Ilr2 for the Apparatuses  $\times$  Phases interaction, D) Ilr3 across the restriction phase, E) Ilr3 across the apparatuses and F) Ilr3 across the eye conditions (\* $p < 0.05$ , \*\* $p < 0.01$ , \*\*\*  $p < 0.001$ ). For the Apparatuses  $\times$  Phases interaction, circles indicate the unlocked phase and squares indicate the locked phase. For the Apparatuses  $\times$  Eyes interaction, circles represent the open-eyes condition and triangles the closed-eyes condition.

## Discussion

The objective of this study was to reexamine the effects of restricting the COM motion on the COP behavior while standing using a more ecologically valid apparatus than the previously used plank system. Consistent with previous findings (Carpenter et al., 2010; Michaud et al., 2023, 2025b; Murnaghan et al., 2011, 2013, 2014), restricting the COM motion with a multi-segment constraint increased COP variability relative to the unrestricted condition. However, restricting the COM motion with the belt system unexpectedly led to a decrease in variability. Contrary to our hypothesis, belt-based COM restriction did not simply attenuate the increase in COP variability; it produced an opposite pattern (Figure 5.2). This suggests that the belt system may have prompted the central nervous system to engage different postural strategies.

Although the reduction in SD-COP with the belt setup during the locked phase, relative to the unlocked phase, might suggest a lack of exploration, the magnitude and variability of this reduction must be considered. As in prior work, not all trials responded uniformly to the locked phase (Carpenter et al., 2010; Michaud et al., 2023, 2025b; Murnaghan et al., 2011, 2013, 2014). As shown in Table 1, some participants exhibited increased COP variability, while others showed a decrease, for both setups. Increases were more pronounced with the plank setup, and more participants showed increased variability. Still, some participants also showed increased variability during belt-based COM restriction. However, among the trials showing a decrease, these

reductions ( $\approx 50\%$ ) were considerably smaller than those observed for COM variability ( $\approx 92\%$ ), regardless of the apparatus. If the COP movement served exclusively to maintain the COM equilibrium, we would expect its reduction during the locked phase to match that of the COM. Thus, we believe that our results still support the exploratory sway hypothesis; the persistence of COP movement in the locked phase suggests some exploratory behavior might be present.

**Table 5.1.** Number of trials (n) showing a decrease greater than 10%, a change between  $-10\%$  and  $+10\%$ , or an increase greater than 10% in COP variability (SD-COP), along with the mean  $\pm$  standard deviation of the percentage change ( $M \pm SD$ ).

	Belt			Plank		
	< -10%	-10% to 10%	>10%	< -10%	-10% to 10%	>10%
<b>Open-Eyes</b>						
n	28	4	17	17	2	22
M $\pm$ SD	-52.93 $\pm$ 20.85	-2.77 $\pm$ 3.04	94.47 $\pm$ 121.68	-50.65 $\pm$ 18.99	7.34 $\pm$ 3.04	233.67 $\pm$ 305.98
<b>Closed-Eyes</b>						
n	33	2	13	14	3	25
M $\pm$ SD	-54.77 $\pm$ 20.6	4.28 $\pm$ 4.35	105.22 $\pm$ 132.51	-47.19 $\pm$ 25.15	3.93 $\pm$ 2.7	183.02 $\pm$ 145.62

Other COP variables can also help distinguish the effect of the two apparatuses on COP behavior. During the restricted condition with the plank setup, our results suggest that COP behavior is characterized by slow drifts, as reflected by reduced mean velocity, increased regularity (lower SampEn), and a shift toward lower frequencies (decreased Ilr1 and Ilr3) in relation to the unlocked phase. In contrast, with the plank setup, there was a dissociated effect across frequency bands and SampEn during the locked phase, pointing to a more nuanced modulation of the COP dynamics. While SampEn and Ilr2 increased, velocity and Ilr3 values decreased in relation to the unlocked phase. This suggests that although some COP drifts were present, they were less pronounced and more complex. This increased complexity, which some have associated with exploratory behavior (Masoner et al., 2020; Sabatini, 2000), could therefore reflect a distinct exploratory strategy enabled by the belt-based constraint.

Our results reveal distinct postural responses between the two apparatuses when comparing locked and unlocked phases. Plank-based constraints increased COP variability, whereas belt-based constraints reduced it. This interpretation, however, must be considered with caution, as it depends on baseline differences. COP variability was lower in the plank's unlocked phase, likely due to its added mass and inertia (Carpenter et al., 2010; Costello et al., 2012), which may have exaggerated the apparent increase in COP variability. Conversely, the higher baseline variability with the belt may suggest more active corrections during the unlocked phase that were suppressed once restricted, leaving mainly exploratory movement and thus reducing variability. Despite this, COP variability remained lower with the belt than with the plank during the locked phase, while SampEn and  $Ilr_1$  values were higher. Since inertia should have minimal influence when motion is nearly absent, the observed differences during the locked phase likely reflect the ecological characteristics of the apparatuses rather than mechanical inertia.

Gorjan et al. (2021) also observed a reduction in COP variability when restricting the COM motion with a belt-based setup. They proposed that sway may lack an exploratory component. However, they did not report the percentage COP variability changes relative to the COM, limiting direct comparisons. Moreover, their use of a motor-driven mechanism that applied continuous corrective forces may have altered postural responses in ways not comparable to our passive system. The reduced sway in their study could thus reflect responses to the ongoing changes in forces applied to the COM.

The influence of vision on the COP behavior during restricted stance was, however, inconclusive. Removing visual input led to a shift toward higher frequencies, but only when the restricting phases were collapsed together. While this shift is normally expected in such conditions (Nagy et al., 2004), the effect sizes for the visual influence on  $Ilr_2$  and  $Ilr_3$  remained relatively

small ( $\eta p^2 < 0.02$ ,  $d = 0.27$ ) (Bakker et al., 2019; Richardson, 2011). With the absence of consistent effects, also reported by others (Carpenter et al., 2010; Gorjan et al., 2021), it could be suggested that vision had a limited role during restricted stance. It is possible that the blinders used to conceal the apparatus reduced peripheral visual input, thus limiting the important contribution of peripheral optic flow to postural control (Raffi & Piras, 2019), particularly when head motion was available, as with the belt-based setup. However, the field of view remained wide enough to provide some peripheral stimulation. The potential role of visual input in driving exploratory sway may also depends on task difficulty. In the present experiment, the foot position used may not have sufficiently challenged balance to increase visual reliance (Błażkiewicz et al., 2021).

The lack of visual effects becomes particularly relevant when considering the purpose of exploratory behavior. Whether characterized by increases or decreases in COP variability, such behavior may reflect the CNS's attempt to maintain sensory input via fast-adapting receptors (Carpenter et al., 2010). While larger sway has been proposed as a strategy to prevent the desensitization of foot mechanoreceptors (Fabre et al., 2021), other body segments may also contribute to this exploratory process (Palatinus et al., 2014). In our setup, the plank restricted all segmental motion, forcing the body to behave like an inverted pendulum with adjustments limited to the ankles (Winter et al., 1996). In contrast, the belt system constrains only the estimated location of the COM, preserving some segmental freedom and increasing ecological validity as postural control in daily life is inherently multi-segmental (Creath et al., 2005; Sasagawa et al., 2009). These added degrees of freedom could allow for head motion, which is essential for the generation of optic flow (Gibson, 1988). However, our results suggest that visual input played a limited role during restricted stance. Given the importance of optic flow in postural control (Horiuchi et al., 2017; Raffi & Piras, 2019), one might have expected a more pronounced visual

effect with the belt-based setup. That said, fast-adapting receptors are also located in other body segments (Mildren & Bent, 2016; Tuthill & Azim, 2018). Segmental freedom may, thus, have contributed to the observed differences in COP behavior by preserving sensory input from multiple body segments and not necessarily through visual channels (Palatinus et al., 2014), thereby reducing the need for exploratory movements. Future studies should consider tracking head motion to better evaluate the role of optic flow in postural control during belt-based COM restriction.

This study has some limitations. Although participants were unaware of the restricting effect itself, they were aware of the apparatus. However, prior research indicates that being aware of the restriction does not influence its effect (Murnaghan et al., 2013). Additionally, if the body is misaligned at the moment of restricting the COM motion, a torque feedback loop could induce COP drift (Missen et al., 2023). While no relationship was found between SD-COP and initial COP offset, this analysis did not consider the natural migration of the COP over time (Zatsiorsky & Duarte, 1999). The mean COP position used for alignment at the time restricting the COM motion may not reflect a true equilibrium point, but rather a transient stage within its natural migration.

## **Conclusion**

In conclusion, this study highlights key differences in how the use of multi-segment and localized constraints that restrict the COM movement affects the COP behavior during stance. While the comparison between the two apparatuses is complicated by their inherent differences, it remains clear that the postural response restricted stance is shaped by the apparatus itself. Plank-based constraints increased COP variability, primarily through slow drifts, while restraining belt-based constraints led to a reduction in variability. However, it remains unclear whether these differences reflect a reduced need for exploration when restrained with the belt-based setup or a

response to the constraints imposed by the plank-based apparatus. Despite these differences, neither type of constraint reduced COP variability to the same extent as COM variability. Additionally, COP was more irregular during the restrained condition with the belt-based setup, which may further reflect a form of exploratory behavior. Future research should aim to distinguish the exploratory and corrective components of sway to better understand how restraining COM motion influences postural control.

### **Acknowledgements**

The author **Lucas Michaud** received funding from the Natural Sciences and Engineering Research Council of Canada (NSERC) through the NSERC Postgraduate Scholarships – Doctoral (PGS D). The authors declare that there is no conflict of interest.

### **References**

Alenazi, A. (2023). A review of compositional data analysis and recent advances. *Communications in Statistics - Theory and Methods*, 52(16), 5535–5567. <https://doi.org/10.1080/03610926.2021.2014890>

Bakker, A., Cai, J., English, L., Kaiser, G., Mesa, V., & Van Dooren, W. (2019). Beyond small, medium, or large: points of consideration when interpreting effect sizes. *Educational Studies in Mathematics*, 102(1), 1–8. <https://doi.org/10.1007/s10649-019-09908-4>

Bates, D., Mächler, M., Bolker, B. M., & Walker, S. C. (2015). Fitting linear mixed-effects models using lme4. *Journal of Statistical Software*, 67(1), 1–29. <https://doi.org/10.18637/jss.v067.i01>

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>

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

Costello, K. E., Matrangola, S. L., & Madigan, M. L. (2012). Independent effects of adding weight and inertia on balance during quiet standing. *BioMedical Engineering Online*, 11(1), 1. <https://doi.org/10.1186/1475-925X-11-20>

Creath, R., Kiemel, T., Horak, F., Peterka, R., & Jeka, J. (2005). A unified view of quiet and perturbed stance: simultaneous co-existing excitable modes. *Neuroscience Letters*, 377(2), 75–80. <https://doi.org/10.1016/j.neulet.2004.11.071>

Douma, J. C., & Weedon, J. T. (2019). Analysing continuous proportions in ecology and evolution: a practical introduction to beta and Dirichlet regression. *Methods in Ecology and Evolution*, 10(9), 1412–1430. <https://doi.org/10.1111/2041-210X.13234>

Egozcue, J. J., Pawlowsky-Glahn, V., Mateu-Figueras, G., & Barceló-Vidal, C. (2003). Isometric Logratio Transformations for Compositional Data Analysis. *Mathematical Geology*, 35(3), 279–300. <https://doi.org/10.1023/A:1023818214614>

Fabre, M., Antoine, M., Robitaille, M. G., Ribot-Ciscar, E., Ackerley, R., Aimonetti, J.-M., Chavet, P., Blouin, J., Simoneau, M., & Mouchnino, L. (2021). Large postural sways prevent foot tactile information from fading: neurophysiological evidence. *Cerebral Cortex Communications*, 2(1), 1–10. <https://doi.org/10.1093/texcom/tgaa094>

Filzmoser, P., Hron, K., & Reimann, C. (2009). Univariate statistical analysis of environmental (compositional) data: Problems and possibilities. *Science of the Total Environment*, 407(23), 6100–6108. <https://doi.org/10.1016/j.scitotenv.2009.08.008>

Gandevia, S. C., Butler, J. E., Hodges, P. W., & Taylor, J. L. (2002). Balancing acts: Respiratory sensations, motor control and human posture. *Clinical and Experimental Pharmacology and Physiology*, 29(1–2), 118–121. <https://doi.org/10.1046/j.1440-1681.2002.03611.x>

Gibson, E. J. (1988). Exploratory behavior in the development of perceiving, acting, and the acquiring of knowledge. *Annual Review of Psychology*, 39, 1–42. <https://doi.org/10.1146/annurev.ps.39.020188.000245>

Gorjan, D., Bellicha, A., Čamernik, J., Bachta, W., & Babič, J. (2021). Induced stabilization of center of mass decreases variability of center of pressure regardless of visual or tactile information. *Journal of Biomechanics*, 117, 1–6. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2020.110199>

Hay, J. G., & Reid, J. G. (1982). *Anatomy, mechanics, and human motion (second)*. Prentice Hall.

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

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

Kuznetsova, A., Brockhoff, P. B., & Christensen, R. H. B. (2017). lmerTest package : tests in linear mixed effects models. *Journal of Statistical Software*, 82(13), 1–26. <https://doi.org/10.18637/jss.v082.i13>

Lakens, D., & Caldwell, A. R. (2021). Simulation-based power analysis for factorial analysis of variance designs. *Advances in Methods and Practices in Psychological Science*, 4(1), 1–14. <https://doi.org/10.1177/2515245920951503>

Lenth, R. V. (2017). emmeans: estimated marginal means, aka least-squares means. CRAN: Contributed Packages, 34(4), 216–221. <https://doi.org/10.32614/CRAN.package.emmeans>

Masoner, H., Hajnal, A., Clark, J. D., Dowell, C., Surber, T., Funkhouser, A., Doyon, J., Legradi, G., Samu, K., & Wagman, J. B. (2020). Complexity of postural sway affects affordance perception of reachability in virtual reality. *Quarterly Journal of Experimental Psychology*, 73(12), 2362–2375. <https://doi.org/10.1177/1747021820943757>

Michaud, L., Desjardins, D., Perreault, A., Mayer, A. S., Sauvé, M. O., Desjardins, R., & Lajoie, Y. (2025a). Visual biofeedback and postural control: exploring potential implicit visual integration. *Journal of Motor Behavior*, In Press. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2025.109980>

Michaud, L., Lafleur, D., & Lajoie, Y. (2023). Effect of center of mass immobilization on center of pressure displacement in single and dual-task. *Journal of Motor Behavior*, 55(6), 539–549. <https://doi.org/10.1080/00222895.2021.1896468>

Michaud, L., Richer, N., & Lajoie, Y. (2020). Number of trials needed to assess postural control of young adults in single and dual-task. *Journal of Motor Behavior*, 53(1), 30–39. <https://doi.org/10.1080/00222895.2020.1723479>

Michaud, L., Rosa, C., Turgeon, L., Babineau, S., Boudreau, B., & Lajoie, Y. (2025b). Effect of full-body immobilization on center of pressure complexity in open- and closed-eyes conditions. *Gait & Posture*, In Press. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2025.109980>.

Mildren, R. L., & Bent, L. R. (2016). Vibrotactile stimulation of fast-adapting cutaneous afferents from the foot modulates proprioception at the ankle joint. *Journal of Applied Physiology*, 120(8), 855–864. <https://doi.org/10.1152/jappphysiol.00810.2015>

Missen, K. J., Asslander, L., Babichuk, A., Chua, R., Inglis, J. T., & Carpenter, M. G. (2023). The role of torque feedback in standing balance. *Journal of Neurophysiology*, 130(3), 585–595. <https://doi.org/10.1152/jn.00046.2023>

Murnaghan, C. D., Horslen, B. C., Inglis, J. T., & Carpenter, M. G. (2011). Exploratory behavior during stance persists with visual feedback. *Neuroscience*, 195, 54–59. <https://doi.org/10.1016/j.neuroscience.2011.08.020>

Murnaghan, C. D., Squair, J. W., Chua, R., Inglis, J. T., & Carpenter, M. G. (2013). Are increases in COP variability observed when participants are provided explicit verbal cues prior to COM stabilization? *Gait and Posture*, 38(4), 734–738. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2013.03.012>

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

Nagy, E., Toth, K., Janositz, G., Kovacs, G., Feher-Kiss, A., Angyan, L., & Horvath, G. (2004). Postural control in athletes participating in an ironman triathlon. *European Journal of Applied Physiology*, 92(4–5), 407–413. <https://doi.org/10.1007/s00421-004-1157-7>

Paillard, T., & Noé, F. (2015). Techniques and methods for testing the postural function in healthy and pathological subjects. *BioMed Research International*, 2015, 1–15. <https://doi.org/10.1155/2015/891390>

Palatinus, Z., Kelty-Stephen, D. G., Kinsella-Shaw, J., Carello, C., & Turvey, M. T. (2014). Haptic perceptual intent in quiet standing affects multifractal scaling of postural fluctuations. *Journal of Experimental Psychology: Human Perception and Performance*, 40(5), 1808–1818. <https://doi.org/10.1037/a0037247>

Peterka, R. J. (2002). Sensorimotor integration in human postural control. *Journal of Neurophysiology*, 88(3), 1097–1118. <https://doi.org/10.1152/jn.00605.2001>

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

Raffi, M., & Piras, A. (2019). Investigating the crucial role of optic flow in postural control: central vs. peripheral visual field. *Applied Sciences*, 9(5), 1–10. <https://doi.org/10.3390/app9050934>

Riccio, G. E. (1993). Information in movement variability: About the qualitative dynamics of posture and orientation. In K. M. Newell & D. M. Corcos (Eds.), *Variability and motor control* (pp. 317–357). Human Kinetics.

Riccio, G. E., & Stoffregen, T. A. (1988). Affordances as constraints on the control of stance. *Human Movement Science*, 7(2–4), 265–300. [https://doi.org/10.1016/0167-9457\(88\)90014-0](https://doi.org/10.1016/0167-9457(88)90014-0)

Richardson, J. T. E. (2011). Eta squared and partial eta squared as measures of effect size in educational research. *Educational Research Review*, 6(2), 135–147. <https://doi.org/10.1016/j.edurev.2010.12.001>

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

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

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

Rosen, P. Von. (2023). Analysing time-use composition as dependent variables in physical activity and sedentary behaviour research: different compositional data analysis approaches. *Journal of Activity, Sedentary and Sleep Behaviors*, 2(23), 1–11. <https://doi.org/10.1186/s44167-023-00033-5>

Sabatini, A. M. (2000). Analysis of postural sway using entropy measures of signal complexity. *Medical and Biological Engineering and Computing*, 38(6), 617–624. <https://doi.org/10.1007/BF02344866>

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

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

Sifuzzaman, M., Islam, M. R., & Ali, M. Z. (2009). Application of wavelet transform and its advantages compared to fourier transform. *Journal of Physical Sciences*, 13(1), 121–134.

Sotirakis, H., Stergiou, N., Patikas, D. A., & Hatzitaki, V. (2020). Age induced modifications in the persistency of voluntary sway when actively tracking the complex motion of a visual target. *Neuroscience Letters*, 738(November), 135398. <https://doi.org/10.1016/j.neulet.2020.135398>

St-Amant, G., Salzman, T., Michaud, L., Polskaia, N., Fraser, S., & Lajoie, Y. (2022). Hemodynamic responses of quiet standing simultaneously performed with different cognitive loads in older adults. *Human Movement Science*, 82, 1–11. <https://doi.org/10.1016/j.humov.2022.102931>

Stergiou, N., Harbourne, R. T., & Cavanaugh, J. T. (2006). Optimal movement variability: a new theoretical perspective for neurologic physical therapy. *Journal Articles*, 69(3), 120–129. <https://doi.org/10.1097/01.NPT.0000281949.48193.d9>

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

Tuthill, J. C., & Azim, E. (2018). Proprioception. *Current Biology*, 28(5), R194–R203. <https://doi.org/10.1016/j.cub.2018.01.064>

Winter, D. A., Prince, F., Frank, J. S., Powell, C., & Zatzek, K. F. (1996). Unified theory regarding A/P and M/L balance in quiet stance. *Journal of Neurophysiology*, 75(6), 2334–2343. <https://doi.org/10.1152/jn.1996.75.6.2334>

Zatsiorsky, V. M., & Duarte, M. (1999). Instant equilibrium point and its migration in standing tasks: rambling and trembling components of the stabilogram. *Motor Control*, 3(1), 28–38. <https://doi.org/10.1123/mcj.3.1.28>

## **Chapitre 6 : Article 3**

L'article 3 a été publié dans *Applied Psychophysiology Biofeedback*. Le présent chapitre reprend le format de soumission exigé par le journal.

**Michaud, L.**, Laniel, F., & Lajoie, Y. (2024). Increasing Visual Biofeedback Scale Changes Postural Control Complexity. *Applied Psychophysiology and Biofeedback*, 42(2), 291-299

## Abstract

Visual biofeedback (vFB) during quiet stance has been shown to improve postural control. While this improvement has been quantified by a reduction in the center of pressure (COP) sway, the effect on COP complexity remains unexplored. As such, 20 young adults (12 females; aged  $23.63 \pm 3.17$  years) were asked to remain in a static upright posture under different visual biofeedback magnitude (no feedback [NoFB], magnified by 1 [vFB1], magnified by 5 [vFB5] and magnified by 10 [vFB10]). In addition to confirming, through traditional COP variables (i.e., standard deviation, mean velocity, sway area), that vFB scaling improved postural control, results also suggested changes in COP complexity. Specifically, sample entropy and wavelet analysis showed that increasing the vFB scale from 1:1 to 1:5 and 1:10 led to a more irregular COP and a shift toward higher frequency. Together, and particularly from a complexity standpoint, these findings provided additional understanding of how vFB and vFB scaling improved postural control.

**Keywords:** Visual feedback, postural control, center of pressure, scale, wavelet, sample entropy

## Introduction

Humans are unable to stand perfectly still as reflected by their center of pressure (COP) always oscillating even during undivided efforts to remain in a quiet stance. In some situations, although not systematically (Michaud et al., 2021), larger sway could indicate a decline in postural control (Paillard & Noé, 2015). As such, professionals often research tools or techniques that can help reduce postural sway to improve postural control. Visual feedback (vFB) is one of these techniques. Based on the multisensorial reweighting theory (Horak, 2006), providing a vFB (e.g. the real-time center of pressure (COP) displacement of someone standing on a force platform) is

believed to increase the weight of the visual system to control the posture due to the addition of visual input, which results in a reduction of postural sway (Imaizumi et al., 2018). Indeed, visual information during vFB provides a valuable source of information to detect subtle deviations from a desired state and coordinate motor responses to adjust against these deviations.

While the inherent effects of vFB on postural mechanisms have yet to be fully understood, it has been shown that increasing the scale of the vFB (e.g. by magnifying the COP displacement on the screen) could improve even more postural control as suggested by an even smaller sway (Cawsey et al., 2009; Chamberlin et al., 2021; Jehu et al., 2016; Rougier et al., 2004; Vuillerme et al., 2008). This suggests that vFB scaling could be beneficial for rehabilitation or in other similar situations where sway needs to be reduced. For instance, Jehu et al. (2016) found that scaling vFB by 5 or 10 was more effective at reducing sway than using a 1:1 scale while Cawsey et al. (2009) suggested the optimal scaling effect lies between 1:4 and 1:8 scales, after which a plateau is reached. Alternatively, Vuillerme et al. (2008) found sway to be lower in 1:5 and 1:10 scales, but not in 1:2.

However, these studies focused on more traditional COP variables like standard deviation, velocity, and sway area. These common parameters are easy to understand but do limit our understanding of the dynamic of postural control due to their linear background (Stergiou & Decker, 2011). Indeed, since COP is a non-linear signal (Collins & De Luca, 1993), it can be beneficial to use non-linear (also called dynamic) variables. Non-linear variables have been used in a few vFB publications, but none manipulated vFB scaling. For instance, Krizková et al. (1993) observed during a 1:1 scaled vFB, that a decrease in sway amplitude corresponds to a reduction of the contribution of low frequencies (up to 0.05 Hz) and an increase in sway velocity corresponds to an increase of the contribution of higher frequencies (0.4-1.5 Hz). These frequency results are

somewhat interesting since it is suggested that the visual system, which should technically be more heavily relied upon during vFB, contributes to frequencies under  $\sim 0.1$  Hz (Berthoz et al., 1979). In a more recent study where the vFB was concomitant to a secondary cognitive task, Kręcisz and Kuczyński (2018) also observed an increase in COP mean power frequency and a decrease in COP regularity which they attributed to a more automatic control. Using non-linear variables with vFB scaling, like frequency and regularity analysis, could therefore provide additional information about postural control mechanisms under vFB condition.

Therefore, the objective of the present study was to build upon previous studies to further investigate the effect of vFB scaling (i.e., X1, X5, and X10) on COP complexity (i.e., COP regularity and frequency). We aim to get a better understanding of how vFB scaling can be used to improve postural control. We hypothesized that vFB would reduce COP sway, change COP frequency toward lower frequencies as it relies more upon the visual system, and decrease COP regularity. We also hypothesized that the effect would be more important with greater vFB scales.

## **Methodology**

### Participants

All participants were healthy young adults. Twenty participants (8 males; 12 females;  $23.63 \pm 3.17$  years;  $169.99 \pm 7.42$  cm;  $75.32 \pm 9.02$  kg) were recruited from the university community. Participants self-reported physical and demographic information and were excluded if they presented with musculoskeletal injuries to the lower limbs in the last 6 months or any injuries that could interfere with standing. All participants were informed about the study and freely signed informed written consent. All procedures were conformed to the University's ethical guidelines.

## Apparatus

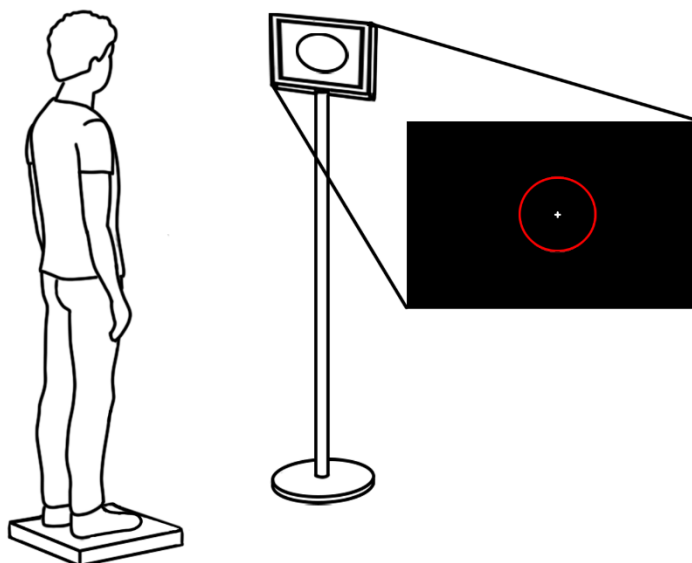
The COP displacement was collected using an AMTI force platform (ORG-6-1000, Watertown, NY, USA) with a sampling frequency of 100 Hz. A computer screen was positioned 2 m in front of the participant, at eye level, to display a static visual target and the vFB (Figure 6.1). Walls were set up around the platform to prevent the subject from being distracted by the surroundings.

## Static Target and Visual Feedback

The computer screen (61 cm in diagonal) was used to display the vFB conditions. Realtime vFB was generated using a custom LabVIEW (LabVIEW 18, National Instrument, Austin, TX, USA) program. The vFB was displayed on the screen one point at the time, meaning that only the actual COP position was displayed. To smoothen the signal and reduce noise, an online low-pass filter was used (cut-off frequency of 10 Hz). For the first 0.5 s of every vFB trial, the mean COP position was computed and used to display the vFB at the center point of the screen. Therefore, the vFB started 0.5 s after the start of the trial. An empty circle (5 cm in diameter) was also displayed in the center of the screen (Figure 6.1). Apart from the scaling manipulation, there was no additional effect to the vFB. This means that on a 1:1 scale, a 1 mm displacement on the force platform corresponds to a 1 mm displacement on the screen. Conversely, on a 1:10 scale, a 1 mm displacement on the force platform corresponds to a 10 mm displacement on the screen. The vFB directions were also congruent with the real-life displacement, meaning that the left or forward movement of the COP on the force platform was represented by a left or up movement on the screen. For the conditions without vFB, a full circle (3 cm in diameter) was displayed in the middle of the screen as a visual target.

### Procedure

Participants were asked to stand upright on a force platform, with their feet together and their arms along the side of their body. Four conditions were performed: no visual feedback (NoFB), visual feedback magnified by 1 (vFB1), visual feedback magnified by 5 (vFB5), and visual feedback magnified by 10 (vFB10). Each condition was performed 10 times in a randomized order and trials lasted 1 minute to ensure reliable data (Michaud et al., 2020). Participants were told that the goal of the task was to sway as little as possible. During the vFB tasks, they were asked to minimize the COP displacement and to keep it as close to the middle of the circle as possible. For the NoFB condition, they were specifically instructed to look at the static visual target. Participants were given one familiarization trial (1:1 scale) to understand how the vFB related to their posture, but at no point, they were told that some vFB had different scaling. One- to two-minute breaks were given to the participants after each trial.



**Figure 6.1.** Representation of the apparatus. Participants stood on a force platform while looking at a computer monitor. The COP was displayed on the screen during vFB trials and participants had to maintain it within the target represented by a circle.

### Data Analysis

The COP time series were initially filtered with a second-order low-pass Butterworth filter with a cut-off frequency of 10 Hz. Linear and non-linear measures were then computed using Matlab 2021 software (MathWorks, Natick, MA, USA). For the linear measures, the area of 95% confidence ellipses (Area), the COP standard deviation (SD-COP) in the anterior-posterior (AP) and medial-lateral (ML), and the COP mean velocity (mVel) in AP and ML were calculated. The regularity of the COP signal in AP and ML was measured using the sample entropy (SampEn) formula of Richman and Moorman (Richman & Moorman, 2000) where the higher the SampEn value, the more irregular the signal is. To align with some of our previous publications, a value of  $m = 2$  and  $r = 0.2 \cdot \text{SD}$  was used (Michaud et al., 2020; Richer & Lajoie, 2020).

In addition to the other parameters, we investigated the effect of vFB at the frequency level using a wavelet transforms in AP and ML (Richer & Lajoie, 2020; St-Amant et al., 2022). A wavelet

transform is a mathematical approach that decomposes a signal into its constituent frequencies, allowing us to examine the frequency distribution changes over the different vFB conditions. This approach was preferred over the more conventional mean power frequency parameter since it is better suited for non-linear signals (Sifuzzaman et al., 2009). The wavelet transform was performed based on Quek et al. (2014) procedure. First, the COP signal underwent a one-dimension multisignal analysis and was divided using a 12-level Symlet-8 wavelet. Subsequently, the four frequency bands were delineated by amalgamating the 12 levels: Moderate (1.56 to 6.25 Hz), Low (0.39 to 1.56 Hz), Very Low (0.10 to 0.39 Hz), and Ultra Low (under 0.10 Hz). Previous authors associated the Moderate band with the contribution of proprioception in the control of the posture while the low band was associated with cerebellum control, the very-low band with the contribution of the vestibular system, and the ultralow band with the contribution of the visual system (Michaud et al., 2021; Richer & Lajoie, 2020; St-Amant et al., 2020). Although the specific relation between frequency bands and sensorial systems might not be as precise as the ranges used in our wavelet analysis (i.e., some systems might overlap in their frequency response (Quek et al., 2018)), a shift toward higher frequencies could indicate an increased reliance on proprioception while a shift toward lower frequencies could represent an increase in visual contribution.

### Statistical Analysis

Statistical analyses for Area, SD-COP, mVel, and SampEn were performed in SPSS 25 (IBM, IL, USA) using a one-way repeated measures analysis of variance (ANOVA). Post-hoc analyses were performed using the Bonferroni correction and a significant difference was set at  $p < 0.05$ .

Given that the data derived from the wavelet analysis are compositional (i.e. the frequency bands are proportions; the cumulative contribution of the four bands equal 1 or 100%), traditional

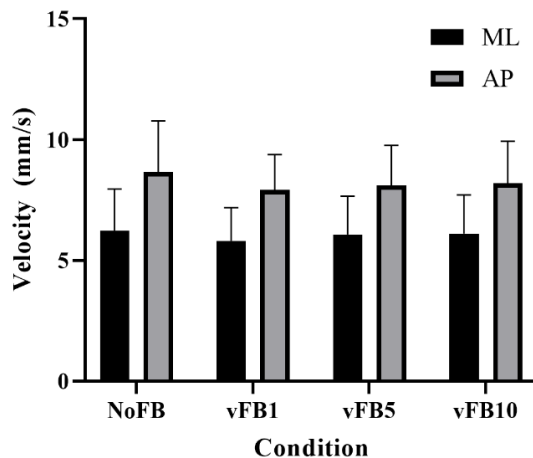
statistics are not appropriate (Alenazi, 2021; Douma & Weedon, 2019). Instead, wavelet data were statistically analyzed using a Dirichlet regression through the brms (Bayesian Regression Models using ‘Stan’) R (R Core Team 2023) package (Bürkner, 2021). It offers an alternative approach tailored for compositional data with multiple continuous variables (Douma & Weedon, 2019). The Dirichlet regression through the brms package allows modelling compositional data using Bayesian methods (Bürkner, 2017; Jin et al., 2019) to estimate how predictors (i.e. conditions) influence the distribution of the frequency bands proportion. Similar to more traditional regression, it provides intercepts and regression coefficients in the form of log-odds (Douma & Weedon, 2019). The log-odd is the natural logarithm of the odd (i.e., the ratio of the probability of an event occurring to its probability of not occurring). As such, since the Moderate band was set as the primary point of comparison within the regression, the log-odd represents the ratio of the probability of a specific frequency band (i.e., Low, Very Low, Ultra Low) being observed to the probability of the Moderate band being observed. The intercepts correspond to the log-odds (Moderate-Low, Moderate-Very Low, Moderate, Ultra Low) under the baseline predictor (i.e., NoFB), while the coefficient provides insights into the log-odd variation as condition changes (i.e., vFB1, vFB5, vFB10). Due to its Bayesian nature, the regression also provides a 95% credible interval (CrI), which indicates a range of plausible values (Hespanhol et al., 2019). A CrI that excludes zero was considered significant.

## Results

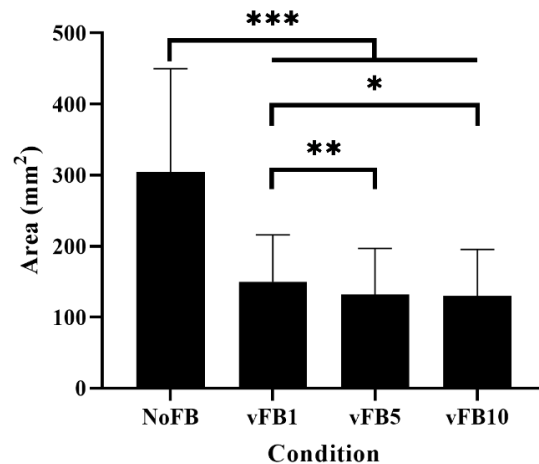
### Non-Compositional Data

ANOVA revealed a significant main effect for all non-compositional variables except mVel in ML [ $F(1.327, 25.207) = 1.447, p = 0.239, \eta^2 = 0.071$ ] and in AP [ $F(1.411, 26.817) = 2.030, p = 0.161, \eta^2 = 0.097$ ] (Figure 6.2). For sway Area (Figure 6.3) [ $F(1.068, 20.291) = 32.283,$

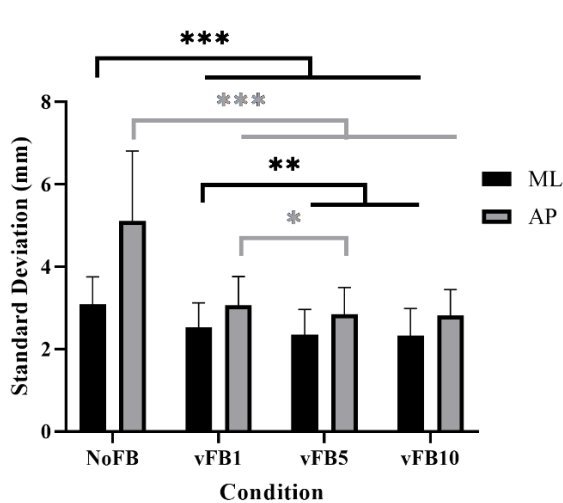
$p < 0.001$ ,  $\eta^2 = 0.630$ ], post-hoc revealed that NoFB produced higher Area than the other conditions ( $p < 0.001$ ) and vFB1 produced higher Area than vFB5 ( $p < 0.01$ ) and vFB10 ( $p < 0.05$ ). For SD-COP (Figure 6.4) in ML [ $F(1.302, 24.740) = 33.107$ ,  $p < 0.001$ ,  $\eta^2 = 0.635$ ], NoFB provided higher COP variability than the other conditions ( $p < 0.001$ ) and vFB1 produced higher variability than vFB5 ( $p < 0.01$ ) and vFB10 ( $p < 0.01$ ). In AP [ $F(1.102, 20.940) = 40.274$ ,  $p < 0.001$ ,  $\eta^2 = 0.679$ ], COP variability was also higher in NoFB than the other conditions ( $p < 0.001$ ) and in vFB1 compared to vFB5 ( $p < 0.05$ ). Finally, SampEn (Figure 6.5) values in ML [ $F(1.563, 29.699) = 40.858$ ,  $p < 0.001$ ,  $\eta^2 = 0.683$ ] and in AP [ $F(1.555, 29.545) = 57.796$ ,  $p < 0.001$ ,  $\eta^2 = 0.753$ ] were lower (more regular) in NoFB compared to vFB1 (ML:  $p < 0.01$ , AP:  $p < 0.001$ ), to vFB5 (ML & AP:  $p < 0.001$ ) and compared to vFB10 (ML & AP:  $p < 0.001$ ).



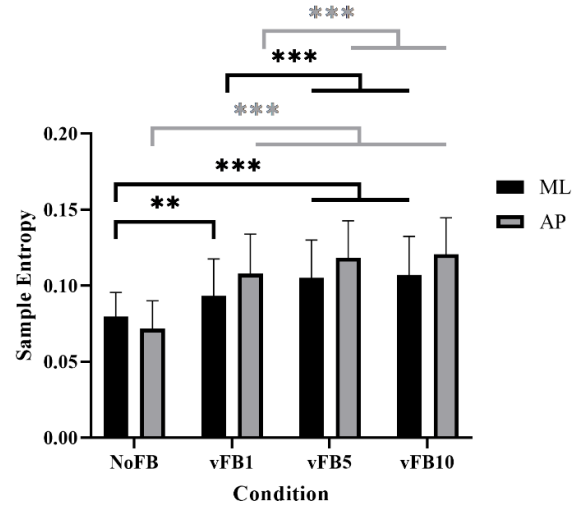
**Figure 6.2.** Mean (+SD) mVel in ML and AP across the different vFB scales.



**Figure 6.3.** Mean (+SD) sway Area across the different vFB scales (\* $p < 0.05$ , \*\* $p < 0.01$ , \*\*\* $p < 0.001$ ).



**Figure 6.4.** Mean (+SD) SD-COP in ML and AP across the different vFB scales (\*\* $p < 0.01$ , \*\*\*  $p < 0.001$ ). For simpler comprehension, black lines represent the post-hoc analysis for the ML direction and the grey lines represent the post-hoc analysis for the AP direction.

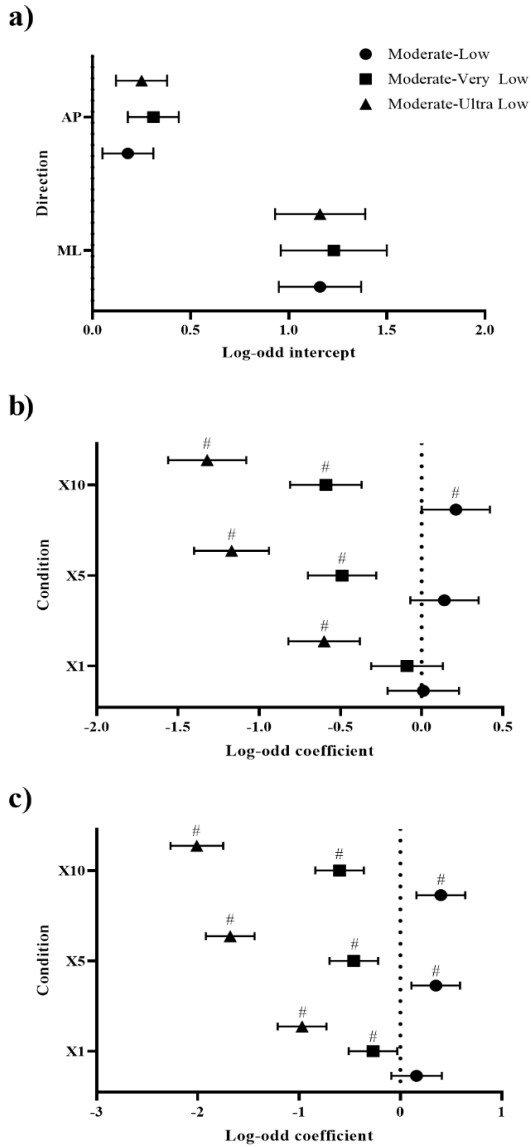


**Figure 6.5.** Mean (+SD) SampEn in ML and AP across the different vFB scales (\*\* $p < 0.01$ , \*\*\*  $p < 0.001$ ). For simpler comprehension, black lines represent the post-hoc analysis for the ML direction and the grey lines represent the post-hoc analysis for the AP direction

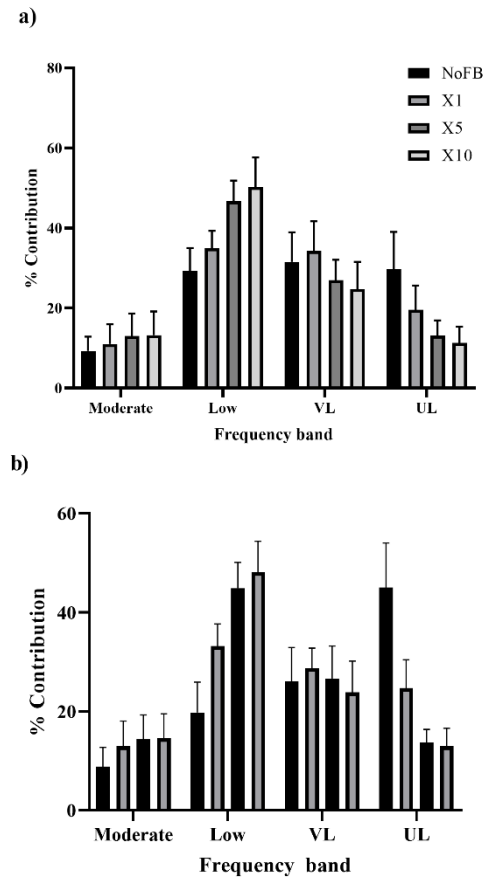
### Compositional data

Due to the compositional nature of the data, we analyzed the contribution of the wavelet frequency bands (Figure 6.7) using Dirichlet regression. The Dirichlet regression provides, akin to Pearson regression, intercepts and coefficients in the form of log-odds (the natural logarithm of the odds). The Moderate band was set as the primary point of comparison. As such, every log-odds value represents the odds of a specific band occurring in relation to the Moderate band. Log-odds were considered significant if the 95% CrI excluded zero. At the intercept level, which represents the baseline log-odd under the NoFB condition, significant results were observed for Low, Very Low, and Ultra Low in both AP and ML (Figure 6.6, A). This indicated that these bands have higher odds of being observed than the Moderate band in NoFB.

The coefficient represents the changes in log-odds relative to the intercept when the condition changes. In ML (Figure 6.6, B), there was a significant positive coefficient for the Moderate-Low relation under vFB10, a significant negative coefficient for the Moderate-Very Low relation under vFB5 and vFB10, and a significant negative coefficient for the Moderate-Ultra Low relation under vFB1, vFB5 and vFB10. In AP (Figure 6.6, C), there was a significant positive coefficient for the Moderate-Low relation under vFB5 and vFB10, and coefficients were all negatively significant for the Moderate-Very Low and Moderate-Ultra Low relation under vFB1, vFB5, and vFB10. Here a negative coefficient suggests an increase in the odds of observing the Moderate band over the specific band. Overall, results in AP and ML suggest a shift in frequencies toward higher frequencies during vFB since the odds of observing the Very Low and Ultra Low band diminish and the odds of observing the Low and Moderate band increase. Additionally, log-odds coefficients were greater during vFB5 and vFB10, suggesting a more pronounced shift in frequencies. These results coincide with the changes that can be observed in Figure 6.6.



**Figure 6.6.** Intercept and coefficient values in log-odd obtained from the Dirichlet regression (A: Intercepts in AP and ML, B: coefficients in ML, C: coefficients in AP). Significant results (i.e., 95% CrI do not include zero) are identified with the # symbol.



**Figure 6.7.** Mean contribution (+ SD) of the difference frequency bands obtained with the Wavelet analysis in a) ML and b) AP (NoFB: No visual feedback, X1: scaled 1:1, X5: Scaled 1:5, X10: Scaled 1:10).

## Discussion

The study aimed to explore the impacts of the vFB scale on postural control using linear and non-linear measures. Results showed a reduction in sway as hypothesized, but also changes in COP complexity and frequencies that were not entirely expected.

We followed a procedure similar to the one used by Jehu et al. (2016). As such, we hypothesized that a simple vFB would reduce COP sway compared to the NoFB condition. Additionally, we hypothesized that increasing the scale of the vFB would amplify this effect. Similar results to Jehu et al. (2016) support this hypothesis. Indeed, vFB1 reduced sway Area and variability in ML and AP. This reduction was even larger during vFB5 and vFB10 for Area and SD-COP in ML, and during vFB5 only for SD-COP in AP. There was, however, no significant difference between vFB5 and vFB10 for these variables. This suggests that although vFB scaling reduces sway magnitude, there appears to be a point where the effect of vFB reaches a maximum or plateau. These results are consistent with previous publications that found vFB scaling to be effective until a scale between approximately 1:5 – 1:10 (Cawsey et al., 2009; Jehu et al., 2016).

In contrast to the sway area and variability, vFB did not affect sway velocity, which suggests that changes in COP displacement were not linked to changes in COP velocity. This highlights the importance of non-linear variables in understanding the impact of vFB scaling on postural control. As hypothesized, vFB did make COP more irregular, and this increase in SampEn continued with vFB scaling in both AP and ML. Similar to the trends observed in Area and SD-COP, both vFB5 and vFB10 increased SampEn, indicating an increase in COP irregularity. However, there was no difference between vFB5 and vFB10. This further supports the presence of a plateau.

Interestingly, vFB had a different effect on the frequency distribution than hypothesized. Indeed, we were expecting to see a shift in the frequency distribution toward lower frequency as the vFB scaling increases. This was supported by the idea that the visual system contribution, which might have been more utilized with higher vFB scales, is associated with lower frequency bands (i.e., the Ultra Low band in our case - Richer & Lajoie, 2020). However, our results indicate a shift in the frequency distribution towards higher frequencies. This suggests a more complex relationship between vFB and postural control, moving beyond just simple sensory reweighting.

Taken together, our results seem to suggest that vFB and vFB scaling enhance the reliance on the automatic component of postural control as also suggested in other vFB articles (Kręcisław & Kuczyński, 2018; Lakhani & Mansfield, 2015). Indeed, the increase in COP irregularity, the shift toward higher frequency, and the reduction in COP sway has been previously attributed to a more automatic regulation of the posture (Richer & Lajoie, 2020; St-Amant et al., 2020, 2022). Based on Wulf's action constraint theory (Wulf, 2013), vFB could act as a way to direct one's attentional focus more externally; away from one's posture. External focus of attention has been suggested to improve postural control by promoting an automatic control that is more efficient, proprioception-based, cerebellum driven and reflex-like (Richer & Lajoie, 2020; St-Amant et al., 2020, 2022).

The shift in frequency toward higher frequencies could also suggest the presence of some sensory reweighting (Peterka, 2002). However, sensory reweighting alone, in its traditional view, might not be enough to explain the effect of vFB scaling. A shift toward higher frequencies would typically suggest a reduction in visual contribution. This has been observed during visual tasks where the visual information was not congruent with other senses resulting in a reduction of reliance on the visual system and an increase reliance on other systems (Peterka, 2002). Yet, it has been shown that vFB scaling helps reduce postural sway when standing on foam (Cawsey et al.,

2009; Vuillerme et al., 2008). Since standing on foam disturbs proprioceptive information, this improvement suggests that the visual system still plays an important role in vFB tasks. Since vFB provides additional useful and congruent visual information to the CNS, sensory reweighting during vFB might be more complex or dynamic than during incongruent visual tasks. Therefore, although the increase in frequency suggests an increased reliance on other systems than visual, it might not necessarily mean that the visual input is ignored or subdued. If this was the case, participants would probably have used a more internal focus of attention (Wulf, 2013) which would have promoted less automatic control and resulted in an increased postural sway, a more regular signal, and lower frequencies (Richer et al., 2017).

The automatic control explanation adds subtlety to the sensory reweighting concept that could explain the implication of visual information despite an increase in proprioceptive weight. At its core, an automatic control is unconscious (i.e., less voluntary), which allows the CNS to use and integrate sensorial information more efficiently (Polskaia & Lajoie, 2016). As the vFB provides additional visual inputs related to the tasks, the CNS might automatically be using this additional information to enhance both the feedback and feed-forward mechanisms of control (Kang, 2013; Yasuda et al., 2017) as well as enhancing other sensorial systems, such as proprioception (Chamberlin et al., 2021). Along the same lines, it has been suggested that vFB affects postural control even when we do not use it to control our posture. Goodworth et al., (2020) have found that erroneous feedback negatively affects trunk control in a sitting position, even if participants did not try to use the visual information, reflecting an unconscious integration of the visual information. However, in a traditional vFB task, participants voluntarily use the feedback to correct the COP position. Although participants might be consciously using vFB to correct their COP position during vFB, their timing and magnitudes might be unconscious (Kręcisiz &

Kuczyński, 2018). This suggests a certain relation between automaticity and visual detection. Traditional vFB tasks might therefore direct attentional focus externally, which promotes automaticity and sensorial reweighting, and yet, still involve the use of voluntary components based on visual perception to enhance the overall sensorial integration.

Regarding vFB scaling, the improved control could be explained by a better detection of the COP deviation from the target as small body deviations are represented by larger movement on the screen (Pinsault & Vuillerme, 2008). This improved detection could enhance sensorial integration as more information about one movement is provided to the CNS, allowing faster and even more efficient body correction. In addition, Wulf's experiments also suggested that the further the focus of attention is directed away from the motor task, the more automatic the control is (McNevin et al., 2003). Though vFB scaling does not change the focus distance per se, it might have a similar effect by increasing the task's difficulty. Indeed, it has been shown that similar to increasing attentional focus distances, increasing secondary task difficulty decreases the attentional resources used to voluntarily control one's posture, which again, promotes automaticity (Lajoie et al., 2016). The relation between automaticity and visual detection might therefore be further enhanced with vFB scaling.

Contrary to the automaticity explanation, some authors have suggested that vFB results in an ankle or lower limb stiffening (Lavalle & Cleworth, 2023; Rougier, 2003). Stiffening mechanisms normally occur with muscle co-contraction as a protective mechanism during high-anxiety situations (Stins et al., 2011). Among others, ankle stiffening could explain the shift in COP frequency (Winter et al., 1998). While the increase in frequency when increasing the vFB scale could indicate an increase in task difficulty/anxiety level, the plateau observed around a scale of 1:5 and 1:10 could then indicate an ankle co-contraction being at its maximum capacity.

However, the other variables do not go in that direction. Previous research has observed that ankle stiffening would result in a decrease in COP regularity (i.e., lower SampEn values) and an increase in COP velocity (Buchecker et al., 2018; Cavanaugh et al., 2006; Hadamus et al., 2021; Stins et al., 2011). Thus, our results better support the automaticity explanation where increases in COP irregularity and frequency could indicate a more automatic and efficient control. However, and as a limitation, muscle activation was not specifically measured in this experiment.

## **Conclusion**

In conclusion, postural control improved under vFB conditions. Increasing the vFB scale further improved the posture. In addition to findings from other studies, we observed changes in COP complexity with vFB scaling; sway became more irregular, and its frequency shifted toward higher values. Overall, these results suggest that increasing the vFB scale promotes a more automatic and, thus, efficient control. Further investigation into the effects of sensory manipulation during vFB scaling could provide additionally insight into postural control mechanisms.

## **Declaration**

### Conflict of Interest

The authors declare that they have no conflict of interest.

### Funding

The author LM received funding from the Natural Sciences and Engineering Research Council of Canada (NSERC) through the NSERC Postgraduate Scholarships – Doctoral (PGS D).

### Ethics approval

Approval was obtained from the ethics committee of the University of Ottawa C. The procedures used in this study adhere to the tenets of the Declaration of Helsinki.

Data availability

Data will be provided upon request.

Authors contribution (CRediT)

**Lucas Michaud:** Conceptualization, Methodology, Data curation, Formal Analysis, Investigation, Project Administration, Software, Supervision, Validation, Visualization, Writing – Original Draft, Writing – Review & Editing.

Fanie Laniel: Investigation, Writing – Original Draft, Writing – Review & Editing.

Yves Lajoie: Conceptualization, Methodology, Project Administration, Resources, Supervision, Validation, Visualization, Writing – Original Draft, Writing – Review & Editing.

Consent to participate

Informed consent was obtained from all individual participants included in the study.

Consent to publish

Patients signed informed consent regarding publishing their data.

**References**

Alenazi, A. (2021). A review of compositional data analysis and recent advances.

Communications in Statistics - Theory and Methods, 52(16), 5535–5567.

<https://doi.org/10.1080/03610926.2021.2014890>

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

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

- Buchecker, M., Wegenkittl, S., Stöggel, T., & Müller, E. (2018). Unstable footwear affects magnitude and structure of variability in postural control. *Motor Control*, 22(1), 1–17. <https://doi.org/10.1123/mc.2016-0021>
- Bürkner, P. C. (2017). brms: An R package for Bayesian multilevel models using Stan. *Journal of Statistical Software*, 80(1). <https://doi.org/10.18637/jss.v080.i01>
- Bürkner, P. C. (2021). Bayesian Item Response Modeling in R with brms and Stan. *Journal of Statistical Software*, 100(5). <https://doi.org/10.18637/JSS.V100.I05>
- Cavanaugh, J. T., Guskiewicz, K. M., Giuliani, C., Marshall, S., Mercer, V. S., & Stergiou, N. (2006). Recovery of postural control after cerebral concussion: new insights using approximate entropy. *Journal of Athletic Training*, 41(3), 305–313. <https://doi.org/10.1016/j.pmrj.2009.03.011>
- Cawsey, R. P., Chua, R., Carpenter, M. G., & Sanderson, D. J. (2009). To what extent can increasing the magnification of visual feedback of the centre of pressure position change the control of quiet standing balance? *Gait and Posture*, 29(2), 280–284. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2008.09.007>
- Chamberlin, C., Marmelat, V., Rosen, A. B., & Burcal, C. J. (2021). The effects of visual biofeedback and visual biofeedback scale size on single limb balance. *Journal of Bodywork and Movement Therapies*, 26(April), 268–272. <https://doi.org/10.1016/j.jbmt.2020.12.023>
- Collins, J. J., & De Luca, C. J. (1993). Open-loop and closed-loop control of posture: A random-walk analysis of center-of-pressure trajectories. *Experimental Brain Research*, 95(2), 308–318. <https://doi.org/10.1007/BF00229788>

- Douma, J. C., & Weedon, J. T. (2019). Analysing continuous proportions in ecology and evolution: A practical introduction to beta and Dirichlet regression. *Methods in Ecology and Evolution*, 10(9), 1412–1430. <https://doi.org/10.1111/2041-210X.13234>
- Goodworth, A., Kratzer, A., & Saavedra, S. (2020). Influence of visual biofeedback and inherent stability on trunk postural control. *Gait and Posture*, 80(July), 308–314. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2020.06.011>
- Hadamus, A., Białoszewski, D., Błażkiewicz, M., Kowalska, A. J., Urbaniak, E., Wydra, K. T., Wiaderna, K., Boratyński, R., Kobza, A., & Marczyński, W. (2021). Assessment of the effectiveness of rehabilitation after total knee replacement surgery using sample entropy and classical measures of body balance. *Entropy*, 23(2), 1–9. <https://doi.org/10.3390/e23020164>
- Hespanhol, L., Vallio, C. S., Costa, L. M., & Saragiotto, B. T. (2019). Understanding and interpreting confidence and credible intervals around effect estimates. *Brazilian Journal of Physical Therapy*, 23(4), 290–301. <https://doi.org/10.1016/j.bjpt.2018.12.006>
- Horak, F. B. (2006). Postural orientation and equilibrium: What do we need to know about neural control of balance to prevent falls? *Age and Ageing*, 35(S2), 7–11. <https://doi.org/10.1093/ageing/af1077>
- Imaizumi, S., Asai, T., Hiromitsu, K., & Imamizu, H. (2018). Voluntarily controlled but not merely observed visual feedback affects postural sway. *PeerJ*, 2018(4), 1–22. <https://doi.org/10.7717/peerj.4643>
- Jehu, D. A., Thibault, J., & Lajoie, Y. (2016). Magnifying the Scale of Visual Biofeedback Improves Posture. *Applied Psychophysiology Biofeedback*, 41(2), 151–155. <https://doi.org/10.1007/s10484-015-9324-7>

- Jin, S. S., Ju, H., & Jung, H. J. (2019). Adaptive Markov chain Monte Carlo algorithms for Bayesian inference: recent advances and comparative study. *Structure and Infrastructure Engineering*, 15(11), 1548–1565. <https://doi.org/10.1080/15732479.2019.1628077>
- Kang, K. Y. (2013). Effects of visual biofeedback training for fall prevention in the elderly. *Journal of Physical Therapy Science*, 25(11), 1393–1395. <https://doi.org/10.1589/jpts.25.1393>
- Kręcisz, K., & Kuczyński, M. (2018). Attentional demands associated with augmented visual feedback during quiet standing. *PeerJ*, 6(6), e5101. <https://doi.org/10.7717/peerj.5101>
- Krizková, M., Hlavacka, F., & Gatev, P. (1993). Visual control of human stance on a narrow and soft support surface. *Physiological Research / Academia Scientiarum Bohemoslovaca*, 42(4), 267–272.
- Lajoie, Y., Richer, N., Jehu, D. A., & Tran, Y. (2016). Continuous Cognitive Tasks Improve Postural Control Compared to Discrete Cognitive Tasks. *Journal of Motor Behavior*, 48(3), 264–269. <https://doi.org/10.1080/00222895.2015.1089833>
- Lakhani, B., & Mansfield, A. (2015). Visual feedback of the centre of gravity to optimize standing balance. *Gait and Posture*, 41(2), 499–503. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2014.12.003>
- Lavalle, L. K., & Cleworth, T. W. (2023). The effect of modified optic flow gain on quiet stance. *Neuroscience Letters*, 797(February), 137068. <https://doi.org/10.1016/j.neulet.2023.137068>

- McNevin, N., Shea, C., & Wulf, G. (2003). Increasing the distance of an external focus of attention enhances learning. *Psychological Research*, 67(1), 22–29.  
<https://doi.org/10.1519/JSC.0b013e31823f275c>
- Michaud, L., Lafleur, D., & Lajoie, Y. (2021). Effect of Center of Mass Immobilization on Center of Pressure Displacement in Single and Dual-Task. *Journal of Motor Behavior*, 1–11.  
<https://doi.org/10.1080/00222895.2021.1896468>
- Michaud, L., Richer, N., & Lajoie, Y. (2020). Number of Trials Needed to Assess Postural Control of Young Adults in Single and Dual-Task. *Journal of Motor Behavior*, 53(1), 30–39.  
<https://doi.org/10.1080/00222895.2020.1723479>
- Paillard, T., & Noé, F. (2015). Techniques and Methods for Testing the Postural Function in Healthy and Pathological Subjects. *BioMed Research International*, 2015, 1–15.  
<https://doi.org/10.1155/2015/891390>
- Peterka, R. J. (2002). Sensorimotor integration in human postural control. *Journal of Neurophysiology*, 88(3), 1097–1118. <https://doi.org/10.1152/jn.00605.2001>
- Pinsault, N., & Vuillerme, N. (2008). The Effects of Scale Display of Visual Feedback on Postural Control During Quiet Standing in Healthy Elderly Subjects. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 89(9), 1772–1774. <https://doi.org/10.1016/j.apmr.2008.02.024>
- Polskaia, N., & Lajoie, Y. (2016). Reducing postural sway by concurrently performing challenging cognitive tasks. *Human Movement Science*, 46(April), 177–183.  
<https://doi.org/10.1016/j.humov.2015.12.013>

- Quek, J., Brauer, S. G., Clark, R., & Treleaven, J. (2014). New insights into neck-pain-related postural control using measures of signal frequency and complexity in older adults. *Gait and Posture*, 39(4), 1069–1073. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2014.01.009>
- Quek, J., Treleaven, J., Clark, R. A., & Brauer, S. G. (2018). An exploratory study examining factors underpinning postural instability in older adults with idiopathic neck pain. *Gait & Posture*, 60(February), 93–98. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2017.11.016>
- Richer, N., & Lajoie, Y. (2020). Automaticity of Postural Control while Dual-tasking Revealed in Young and Older Adults. *Experimental Aging Research*, 46(1), 1–21. <https://doi.org/10.1080/0361073X.2019.1693044>
- Richer, N., Saunders, D., Polskaia, N., & Lajoie, Y. (2017). The effects of attentional focus and cognitive tasks on postural sway may be the result of automaticity. *Gait and Posture*, 54, 45–49. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2017.02.022>
- Richman, J. S., & Moorman, J. R. (2000). Physiological time-series analysis using approximate entropy and sample entropy. *American Journal of Physiology-Heart and Circulatory Physiology*, 278(6), H2039–H2049. <https://doi.org/10.1152/ajpheart.2000.278.6.H2039>
- Rougier, P. (2003). Visual feedback induces opposite effects on elementary centre of gravity and centre of pressure minus centre of gravity motions in undisturbed upright stance. *Clinical Biomechanics*, 18(4), 341–349. [https://doi.org/10.1016/S0268-0033\(03\)00003-2](https://doi.org/10.1016/S0268-0033(03)00003-2)
- Rougier, P., Farenc, I., & Berger, L. (2004). Modifying the gain of the visual feedback affects undisturbed upright stance control. *Clinical Biomechanics*, 19(8), 858–867. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2004.04.013>

- Sifuzzaman, M., Islam, M. R., & Ali, M. Z. (2009). Application of Wavelet Transform and its Advantages Compared to Fourier Transform. *Journal of Physical Sciences*, 13(1), 121–134.
- St-Amant, G., Rahman, T., Polskaia, N., Fraser, S., & Lajoie, Y. (2020). Unveiling the cerebral and sensory contributions to automatic postural control during dual-task standing. *Human Movement Science*, 70(April), 102587. <https://doi.org/10.1016/j.humov.2020.102587>
- St-Amant, G., Salzman, T., Michaud, L., Polskaia, N., Fraser, S., & Lajoie, Y. (2022). Hemodynamic responses of quiet standing simultaneously performed with different cognitive loads in older adults. *Human Movement Science*, 82(April), 102931. <https://doi.org/10.1016/j.humov.2022.102931>
- Stergiou, N., & Decker, L. M. (2011). Human movement variability, nonlinear dynamics, and pathology: Is there a connection? *Human Movement Science*, 30(5), 869–888. <https://doi.org/10.1016/j.humov.2011.06.002>
- Stins, J. F., Roerdink, M., & Beek, P. J. (2011). To freeze or not to freeze? Affective and cognitive perturbations have markedly different effects on postural control. *Human Movement Science*, 30(2), 190–202. <https://doi.org/10.1016/j.humov.2010.05.013>
- Vuillerme, N., Bertrand, R., & Pinsault, N. (2008). Postural Effects of the Scaled Display of Visual Foot Center of Pressure Feedback Under Different Somatosensory Conditions at the Foot and the Ankle. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 89(10), 2034–2036. <https://doi.org/10.1016/j.apmr.2008.03.017>
- Winter, D. A., Patla, A. E., Prince, F., Ishac, M., & Gielo-Perczak, K. (1998). Stiffness Control of Balance in Quiet Standing. *Journal of Neurophysiology*, 80(3), 1211–1221. <https://doi.org/10.1152/jn.1998.80.3.1211>

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

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

Yasuda, K., Kaibuki, N., Harashima, H., & Iwata, H. (2017). The effect of a haptic biofeedback system on postural control in patients with stroke: An experimental pilot study.

*Somatosensory and Motor Research*, 34(2), 65–71.

<https://doi.org/10.1080/08990220.2017.1292236>

## **Chapitre 7 : Article 4**

L'article 4 a été publié dans *Journal of Motor Behavior*. Le présent chapitre reprend le format de soumission exigé par le journal.

**Michaud, L.**, Desjardins, D., Perreault, A., Mayer, A. S., Sauvé, M. O., Desjardins, R., & Lajoie, Y. (2025). Visual Biofeedback and Postural Control: Exploring Potential Implicit Visual Integration. *Journal of Motor Behavior*. In Press.

**Abstract**

Real-time visual biofeedback (vBF) of body sway is known to enhance postural control by reducing center of pressure (COP) displacement. However, the mechanisms underlying its influence remain unclear, particularly regarding implicit processing. The objective of this study was to examine whether vBF is utilized implicitly by exposing 40 young adults to both real-time (accurate) and erroneous (delayed) COP feedback without explicitly explaining its purpose. Participants were simply instructed to stand as still as possible. After the experiment, 15 out of 40 participants spontaneously recognized the feedback's nature. Results indicated that both aware and unaware participants exhibited improved postural control under accurate vBF (i.e., reduced COP variability, smaller COP area, increased COP irregularity, and greater reliance on higher sway frequencies). In contrast, erroneous vBF induced minimal changes. While these findings highlight a possible implicit integration of the visual feedback, the results also underscore the need for future research to investigate this phenomenon with more refined methods, as classifying participants into aware and unaware groups presents certain challenges.

Keywords: Visual Biofeedback, Postural Control, Center of Pressure, Implicit Integration, erroneous Feedback

**Introduction**

Maintaining postural stability relies on the integration of sensory inputs from the visual, vestibular, and proprioceptive systems (Peterka, 2002). Among these, vision plays a critical role as a visual anchor, providing spatial references to stabilize posture (Wade & Jones, 1997). Researchers have explored various ways to manipulate visual input to better understand its role in postural control,

including removing visual information, providing misleading cues, or enhancing feedback (Paillard & Noé, 2015).

One widely studied form of enhanced feedback is visual biofeedback (vBF), which consists of providing real-time visual information about an individual's postural performance. This additional visual information is thought to be integrated by the central nervous system (CNS) to enhance postural control (Imaizumi et al., 2018). Visual biofeedback can take different forms, such as a moving marker or game-like environments reflecting the postural state (Li et al., 2018). In many postural studies, a common vBF setup involves displaying a small marker that moves in real-time with the participant's center of pressure (COP), allowing direct observation and real-time adjustment.

While accurate vBF is known to reduce sway in both young and older adults (e.g. Halická et al., 2011), its underlying mechanisms remain unclear. Traditionally, vBF is thought to facilitate sensory reweighting, increasing reliance on visual input as its quality improves (Horak, 2006; Imaizumi et al., 2018). However, studies using altered vBF, such as delayed feedback (Rougier, 2004; van den Heuvel et al., 2009; Yeh et al., 2010, 2014), have shown worsened postural control, especially in older adults (Yeh et al., 2014). This suggests that reliance on visual information persists despite poor feedback quality, rather than being reweighted in favour of other sensory modalities.

In addition to the reweighting hypothesis, some have proposed that accurate vBF may promote more automatic control. This interpretation is often supported by non-linear analyses of COP dynamics, specifically, measures of signal regularity and frequency content. These measures provide insight into the postural dynamics that are not captured by traditional linear measures (Collins & De Luca, 1994). Increased COP irregularity and a shift toward higher frequency

components have both been associated with more automatic control (Richer & Lajoie, 2020), and such changes have been observed during accurate vBF conditions (Kręcisiz & Kuczyński, 2018; Krizková et al., 1993; Lakhani & Mansfield, 2015; Michaud et al., 2024). According to Wulf's constrained action hypothesis (Wulf, 2013), directing attention externally, such as focusing on a vBF signal, reduces internal constraints and promotes automaticity. Automatic postural control is thought to facilitate more efficient, reflex-like adjustments, relying on proprioceptive and cerebellar mechanisms (Richer & Lajoie, 2020; St-Amant et al., 2020, 2022).

Regularity can be quantified using Sample Entropy (SampEn), a non-linear measure of signal complexity (Donker et al., 2007). Higher SampEn values have been linked to more adaptive and automatic postural regulation (Donker et al., 2007). Wavelet decomposition is another relevant method for automaticity analysis, as it identifies frequency-specific components of sway and provides insight into sensory system involvement (Quek et al., 2014, 2018). Wavelet analysis is better suited for non-linear signals than the traditional Fast Fourier Transform (Sifuzzaman et al., 2009). Although some overlap may exist (Quek et al., 2018), higher-frequency components are typically associated with proprioceptive control, whereas lower frequencies are more closely linked to visual processing (Nagy et al., 2004).

However, findings from delayed vBF studies raise questions about the automaticity hypothesis. Although delayed vBF impairs postural control, Yeh et al. (2010) found that performing a cognitive dual-task alongside delayed vBF reduced, but did not eliminate, its disruptive effects. These findings suggest that poor-quality visual feedback continues to influence postural control even when attention is directed elsewhere, pointing to a possible implicit integration of visual input. Goodworth et al. (2020) further examined the effect of altered feedback using random feedback. Their random feedback differed from other altered feedback as it was not

related to the participant's real postural state. They found that participants' sway increased compared to when they received an accurate vBF. The authors attributed their findings to sensory noise in the visual system and participants' inability to filter out irrelevant visual information. This may further reflect an implicit integration of the visual feedback by the CNS, where vBF may influence postural adjustments without explicit awareness. Such implicit processing could explain why individuals have difficulty disregarding altered visual cues (Assländer & Peterka, 2014; Goodworth et al., 2020).

To our knowledge, Goodworth et al. (2020) is the only study that assessed the effect of random feedback on postural sway. However, their study was conducted in a seated position and focused on trunk tilt. Although seated and standing postural control share some similarities, they differ biomechanically and cognitively (Genthon & Rougier, 2006; Roerdink et al., 2011). Standing involves greater instability due to a smaller base of support and higher center of gravity, requiring dynamic strategies like the ankle strategy (Horak et al., 1990), and engaging more degrees of freedom (Creath et al., 2008). Visual input also plays a more prominent role in standing (Serra-Añó et al., 2015), and optic flow integration differs between positions (Fujimoto & Ashida, 2020). These distinctions limit the generalizability of findings in a seated position to a standing position. In addition, Goodworth et al. (2020) only assessed the medial-lateral direction and used Gaussian noise as random feedback, which does not reflect the natural sway observed during quiet standing.

Building on the findings of Goodworth et al. (2020), the objective of this study was to investigate the potential implicit components of vBF on postural control in a standing position using traditional and non-linear measures of COP. To this end, we designed an experiment that provided participants with an accurate vBF and an erroneous vBF that resembles natural sway

without explaining what the feedback represented. We hypothesized that accurate vBF will improve postural control, as shown by reduced sway magnitude, increased postural irregularity (sample entropy), and a shift toward higher frequency contributions. Conversely, we hypothesized that erroneous-vBF will impair postural stability, increasing sway magnitude, reducing irregularity, and shifting reliance toward lower frequencies, reflecting a limited ability to filter out altered vBF.

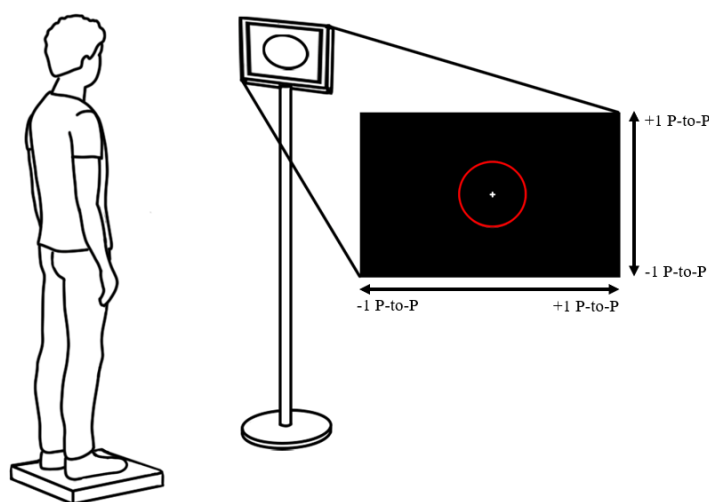
## **Materials and Methods**

### ***Participants***

A simulation to estimate sample size using the Superpower R package (Lakens & Caldwell, 2021) was performed. The means and standard deviations of COP variability reported by Goodworth et al. (2020) for the accurate, erroneous, and no vBF conditions were used for this purpose. The simulation estimated that at least 27 participants would be required to achieve 80% power for the pairwise comparisons, corresponding to effect sizes of  $d > 0.6$ . Considering the methodological differences between Goodworth et al. and the present experiment, additional participants who expressed interest were included to ensure a more conservative and robust sample size. In total, 40 healthy young adults (18 males; 22 females;  $23.95 \pm 3.15$  years;  $170.75 \pm 10.21$  cm;  $70.79 \pm 15.23$  kg) were recruited. All participants were naïve to the task and never participated in a visual biofeedback experiment of any sort. None of the participants reported musculoskeletal injuries to the lower limbs in the last 6 months or any other injuries that could limit their ability to stand. If needed, participants wore their prescribed corrective glasses to ensure normal vision. All participants signed a consent form, and the experiment was conducted in conformity with the University's ethical guidelines.

### *Apparatus*

A force platform (ORG-6-100, Watertown, NY, USA) was used to measure the COP position at 100 Hz. To visually display the COP displacement to the participant, a computer monitor (61 cm in diagonal) was positioned 2 m in front of the participant at eye level. The vBF was displayed on the monitor using a custom program in LabVIEW (LabVIEW 18, National Instrument, Austin, Tx, USA) (Figure 7.1).



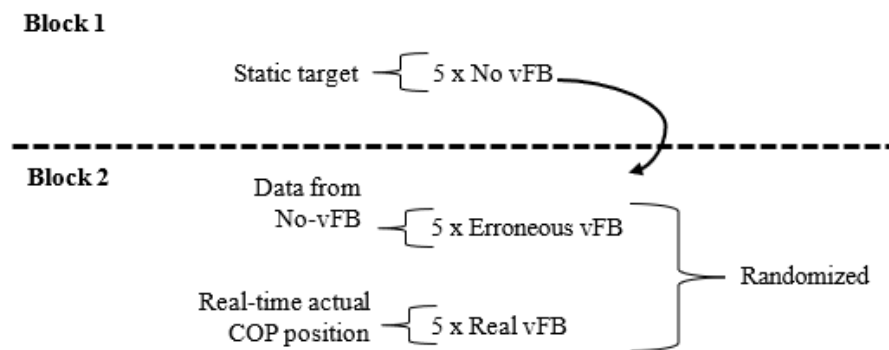
**Figure 7.1.** Representation of the apparatus replicated from Michaud et al. (2024). Participants stood on a force platform while looking at a computer monitor. The COP was displayed on the screen during vBF trials, and a red circle was illustrated in the middle of the monitor. The vBF were sized to  $\pm 1$  peak-to-peak of the COP displacement during the first No-vBF trial.

### *Procedure*

Participants underwent trials with three different types of visual feedback: (1) looking at a static target (No-vBF), (2) with accurate visual feedback (real-vBF) and (3) with visual feedback that does not represent their real-time COP position (erroneous-vBF). Participants were asked to stand

as still as possible with their arms along the side of their body for the entirety of the trial. All conditions were performed with feet together, aligned in the middle of the platform and centred with the monitor. The trial duration was 60s, and each condition was performed five times, totaling 15 trials. Two-minute breaks were given after every trial. At no time during the data collection participants were told what the visual information on the monitor meant (i.e., they were not told that they were provided with a visual biofeedback of their COP).

Conditions were performed in two “blocks” (Figure 7.2). For the first block, only the No-vBF trials were performed. For every trial, participants had to look at a static target in the middle of the monitor. The target was a red dot (3 cm in diameter). In the second block, only the real- and erroneous-vBF trials were performed in a randomized order. For that second block, following the approach in Goodworth et al. (2020) study, participants were only told that what they were seeing on the monitor could or could not help them perform the task (i.e., standing as still as possible). No additional information related to the vBF was provided. They were allowed to look anywhere on the monitor, but their gaze should stay toward the monitor to ensure they were not fixating on



**Figure 7.2.** Illustration of the procedure. Data collection was performed in two blocks. Trials from block 1 and block 2 were randomized. In the real-vBF conditions, the vBF was the real-time actual COP position. For the erroneous-vBF conditions, the vBF was the COP position from previous No-vBF trials.

objects outside of it. A webcam was used to monitor compliance with this instruction. During the feedback tasks, a red circle target (3 cm in diameter) was displayed on the monitor to provide context to the task and ensure consistency with other vBF experiments.

#### *Real- and Erroneous- vBF*

For the real-vBF condition, the real-time COP position (without any delays) was displayed on the screen as a single point (i.e., only the actual COP position was displayed). The COP value was passed into an online low-pass filter with a cut-off frequency of 10 Hz to smoothen the signal and reduce noise. Nothing was displayed on the monitor for the first 500 ms of every trial. This time was used to compute the average COP position and set it as the middle point of the monitor so that the vBF could start close to the middle. The vBF scaling was decided based on a peak-to-peak amplitude approach (Murnaghan et al., 2011). For each participant, the peak-to-peak (P-to-P) COP amplitude in the anterior-posterior (AP) and medial-lateral (ML) directions was measured from the first No-vBF trial. The vBF was then scaled to cover a range of  $\pm 1$  P-to-P amplitude. This means that on the monitor, the maximum and minimum visible COP values in both AP and ML directions were set to the center point plus and minus one P-to-P amplitude (Figure 7.1).

During the erroneous-vBF condition, the visual information provided on the monitor was not the actual real-time COP position, but the COP displacement from a previous No-vBF trial. The COP position (from the No-vBF trial) was still displayed on the monitor the same way as the real-vBF. This way, the erroneous-vBF was somehow related to the participant's real postural behavior.

#### *Awareness of the visual feedback*

At the end of the experiment, participants were asked whether they understood the meaning of the visual display as the instructions only stated, “What is displayed on the screen could or could not

help you in standing as still as possible”. More specifically, they were asked whether they understood what the visual information on the monitor represented. If participants showed a possible understanding of the vBF, they were further asked how they would maintain the dot (i.e., their COP) within the target to confirm their understanding. Verbal reports were collected at the end of the experiment to avoid influencing participants’ behaviour during the task. Based on these reports, participants were classified into two groups: aware and unaware, depending on whether they could accurately describe how to control the vBF and recognize that it was not always accurate. Participants who only partially understood one of the two types of vBF used in the experiment were excluded from the analysis, as they could not be reliably placed in either the aware or unaware groups.

### ***Data Analysis***

#### *Outcomes*

For every trial, the COP time series was analyzed using Matlab (Matlab 2021, MathWorks, Natick, MA, USA) to obtain linear and non-linear measures. The linear measures of interest were the area of 95% confidence ellipses (Area – mm<sup>2</sup>), the COP standard deviation (SD-COP - mm) in the ML and AP directions, and the COP mean velocity (mVel – m/s) also in the ML and AP directions.

Non-linear measures included Sample Entropy (SampEn) and the contribution of frequency bands obtained through a wavelet transform in the form of isometric log ratios. Sample Entropy, was obtained in AP and ML directions using Richman and Moorman (Richman & Moorman, 2000) method. To align with previous publications (Michaud et al., 2024), a value of  $m = 2$  and  $r = 0.2 \cdot \text{SD}$  was used in the formula. Sample Entropy is a unitless measure where an increase in value indicates a signal being more irregular. The wavelet transform was performed to analyze the signal's frequency content. This process involved determining the relative contribution of specific

frequency bands and subsequently transforming these contributions into isometric log ratios to enable statistical analysis. Additional details regarding this process are provided in the following section.

#### *Wavelet transform and isometric log-ratio*

The COP frequency was assessed using a wavelet transform using Quek et al. (2014). The signal was first divided using a 12-level Symlet-8 wavelet. As done in our previous publication (Michaud et al., 2024), the 12 levels obtained from this first step were then put together to create 4 distinct frequency bands: Moderate (1.56 to 6.25 Hz), Low (0.39 to 1.56 Hz), Very Low (0.10 to 0.39 Hz), and Ultra Low (under 0.10 Hz). Previous studies have attributed the moderate band to proprioceptive contributions, the very low band to cerebellum control, the Low band to the vestibular contribution and the ultra-low band to the visual contribution of postural sway (Michaud et al., 2023, 2024; Richer & Lajoie, 2020; St-Amant et al., 2022).

The frequency bands obtained through the wavelet transform are compositional, meaning that their combined contribution always sums to 100%. Therefore, when the relative contribution of one band changes, the contributions of the other bands must adjust accordingly to ensure that the total remains 100%. This inherent constraint makes traditional statistical analysis unsuitable, as it assumes independence between variables (Alenazi, 2021; Douma & Weedon, 2019).

A common approach to analyzing compositional data is to transform the raw data in coordinates for an Euclidean space (Filzmoser et al., 2009). This allows the use of traditional statistical methods. We employed the isometric log-ratio transformation (ilr), which involved applying the natural logarithm to component ratios in the data. Ratios were defined using sequential binary partitioning (Rosen, 2023) to obtain an orthonormal basis (Egozcue et al., 2003), resulting in 3 different ilr:

$$\text{ilr}_1 = [\text{Moderate} + \text{Low}] \text{ vs } [\text{Very Low} + \text{Ultra Low}]$$

$$\text{ilr}_2 = \text{Moderate} \text{ vs } \text{Low}$$

$$\text{ilr}_3 = \text{Very Low} \text{ vs } \text{Ultra Low}$$

The ilr transformation was chosen over other transformations (Egozcue et al., 2003) because it preserves the metric properties of the data (i.e., the original relationship between data points) (Gupta et al., 2018). The ilr transformation allows statistical analysis to focus on log ratios, rather than individual frequency bands (Filzmoser et al., 2009; Rosen, 2023). A positive ilr implies that the geometric mean of the parts (components) in the numerator is greater than the geometric mean of the parts in the denominator. In other words, it means that the components grouped in the numerator of the balance are more probable (or have a higher proportion of the whole) compared to those in the denominator. Here, for each ilr transformation, the numerator corresponds to the higher frequency band being compared. Therefore, an increase in ilr values can represent either a greater contribution from the higher frequency band or a reduced contribution from the lower frequency band. In both cases, an ilr value that increases indicates a relative shift towards higher frequency dominance.

### *Signal Processing*

The first second of each trial was excluded to remove transient values. The COP signal was then filtered using a second-order low-pass Butterworth filter with a cut-off frequency of 10 Hz. This filter was applied prior to the computation of SampEn, SD-COP, Area, and mVel. However, for the wavelet transform, no additional filtering was performed, as the method inherently decomposes and filters the signal.

### ***Statistical Analysis***

All statistical analysis was performed using linear mixed models in R (R Core Team, 2023). Each outcome was analyzed using a 3x2 design: the type of vBF (*vBF*: [No-vBF, real-vBF, erroneous-vBF]) and the vBF awareness (*Awareness*: [yes/no]). This design allowed us to assess the effects of vBF on postural control and to determine whether these effects differed based on participants' awareness of the feedback's nature. Linear mixed model assumptions were verified and met before conducting the analysis.

The *Lme4* R package (Bates et al., 2015) was used to fit the linear mixed models. Significance testing (i.e., ANOVAs) on these models was performed using the *LmerTest* package (Kuznetsova, 2017). Post-hoc analysis was performed using the *emmeans* package (Lenth, 2017) with its *mvt* correction for multiple comparisons. Statistical significance was set at  $p < 0.05$  and outliers outside the 1.5 interquartile range were removed. Linear mixed models were used as they allow the specification of fixed and random effects and the use of individual trials (Magezi, 2015). The following model was used in *Lme4*:  $\text{model} = \text{lmer}(\text{DependantVariable} \sim \text{Awareness} * \text{vBF} + (1 | \text{Participant}) + (1 | \text{Trials}))$ . The type of vBF (*vBF*: [No-vBF, real-vBF, erroneous-vBF]) and the vBF awareness (*Awareness*: [yes/no]) were specified as fixed effects. The trial number (*Trials*) and the participant number (*Participant*) were specified as random effects. The inclusion of "Trials" as a random effect accounted for variability across trials within participants, which may arise from trial-specific factors, such as the realization of what the vBF represented (see the limitation section for additional explanations). This choice was made to optimize the model's robustness, as evidenced by lower Akaike Information Criterion (AIC) values compared to models without this term, and to account for potential confounding effects. To align with the linear mixed model output, marginal means and their 95% confidence interval are reported. Effect sizes were

estimated using Cohen's  $d$  for pairwise comparisons and partial eta squared ( $\eta^2$ ) for ANOVA effects. These were interpreted according to conventional thresholds, where  $d \approx 0.2$  and  $\eta^2 \approx 0.01$  are considered small,  $d \approx 0.5$  and  $\eta^2 \approx 0.06$  medium, and  $d \approx 0.8$  and  $\eta^2 \approx 0.14$  large (Bakker et al., 2019; Richardson, 2011).

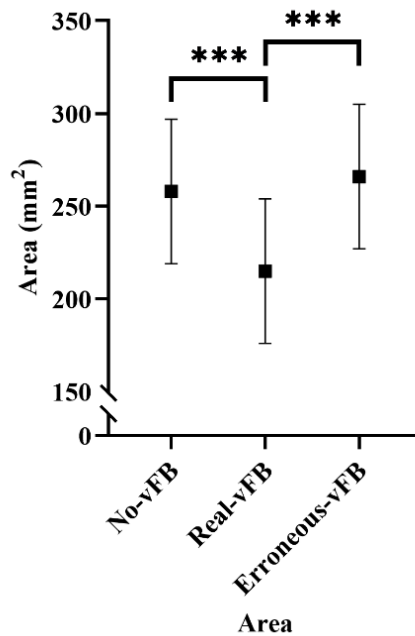
## Results

In total 14 participants (8 males; 6 females;  $23.74 \pm 2.81$  years;  $171.49 \pm 9.68$  cm;  $72.82 \pm 11.60$  kg) were classified as aware, and 26 participants (10 males; 16 females;  $24.08 \pm 3.37$  years;  $170.36 \pm 10.65$  cm;  $69.72 \pm 16.99$  kg) as unaware. All participants in the aware group reported understanding both the real- and erroneous-vBF conditions.

Linear mixed model analysis revealed different patterns of significance across the vBF conditions and participant awareness toward what the vBF represented. Significant interactions between the vBF and *Awareness* factors and main effects of vBF were observed. No main effect of *Awareness* was found for any of the variables. For clarity and conciseness, only significant interactions or main effects are presented in the results. When a significant interaction was observed, the corresponding main effects were not reported. In the absence of an interaction and with a significant main effect vBF, data were collapsed in the figures for visual representation.

### *Area*

Analysis of sway area (Figure 7.3) revealed a main effect of vBF [ $F(2, 474.32) = 16.294, p < 0.001, \eta^2 = 0.06$ ]. Post-hoc analysis indicated a reduced area during the real-vBF condition in comparison to the No-vBF ( $p < 0.001, d = 0.367 [-0.093 - 0.826]$ ) and erroneous-vBF ( $p < 0.001, d = 0.431 [-0.027 - 0.889]$ ).



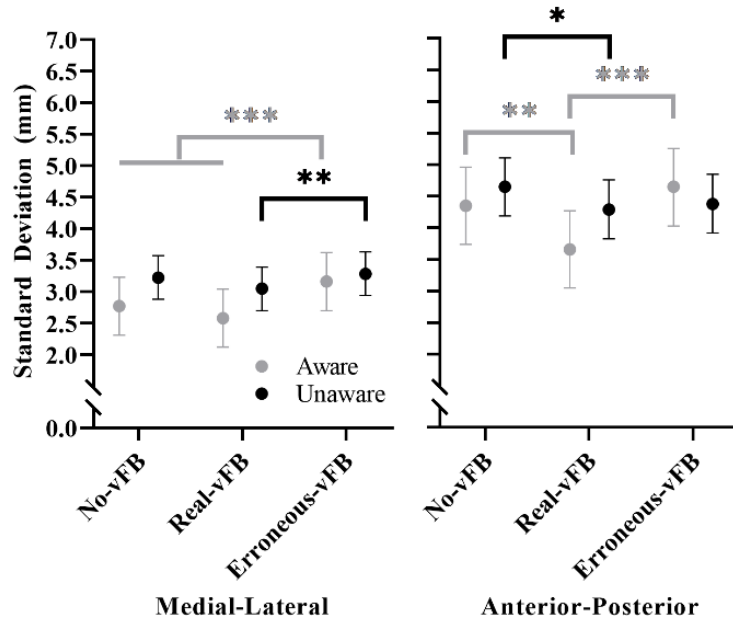
**Figure 7.3.** Marginal mean ( $\pm$  95%CI) of COP area across the different vBF conditions (\*\*\*)  $p < 0.001$ ). Black squares were used to illustrate the vBF main effect.

### ***Standard deviation***

A significant interaction effect was observed for sway variability (Figure 7.4) in the ML [ $F(2, 483.96) = 4.470, p = 0.012, \eta^2 = 0.02$ ] and AP [ $F(2, 482.46) = 6.372, p = 0.002, \eta^2 = 0.03$ ] directions.

Variability in the ML direction was lower during real-vBF compared to erroneous-vBF for both *aware* ( $p < 0.001, d = 0.369 [-0.038 - 0.777]$ ) and *unaware* ( $p = 0.009, d = 0.195 [-0.210 - 0.600]$ ) groups. *Aware* participants also showed lower variability during real-vBF compared to No-vBF ( $p < 0.001, d = 0.248 [-0.157 - 0.654]$ ). In AP, sway variability was smaller during real-vBF compared to No-vBF for *aware* ( $p = 0.002, d = 0.378 [-0.002 - 0.759]$ ) and *unaware* ( $p =$

0.044,  $d = 0.225$  [-0.175– 0.624]) groups. *Aware* participants also showed less variability in No-vBF compared to erroneous-vBF ( $p < 0.001$ ,  $d = 0.436$  [0.058 – 0.814]).

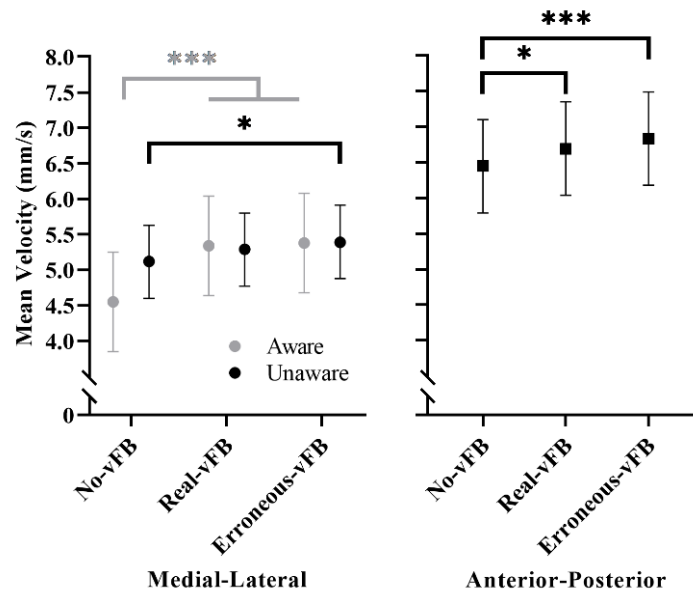


**Figure 7.4.** Marginal mean ( $\pm$  95%CI) of COP standard deviation across the different vBF conditions in the ML and AP directions (\* $p < 0.05$ , \*\* $p < 0.01$ , \*\*\*  $p < 0.001$ ). For simpler interpretation, black circles and their significance bars represent unaware participants, and grey circles and their significance bars represent aware participants from the *Awareness \* vBF* interaction.

### **Mean velocity**

There was a significant interaction for mean velocity (Figure 7.5) in the ML direction [ $F(2, 487.76) = 9.746$ ,  $p < 0.001$ ,  $\eta^2 = 0.04$ ] and a significant main effect of vBF in the AP direction [ $F(2, 478.08) = 8.723$ ,  $p < 0.001$ ,  $\eta^2 = 0.04$ ].

In ML, the *aware* group showed reduced mean velocity in the No-vBF condition compared to real-vBF ( $p = 0.001$ ,  $d = 0.329$  [-0.102 – 0.760]). Additionally, both the *aware* ( $p < 0.001$ ,  $d = 0.369$  [-0.062 – 0.800]) and *unaware* ( $p = 0.007$ ,  $d = 0.164$  [-0.265 – 0.592]) groups showed lower velocity in No-vBF compared to erroneous-vBF. In AP, after collapsing the *aware* and *unaware* groups together, post hoc analysis revealed that mVel was lower during the No-vBF condition compared to the real-vBF ( $p < 0.001$ ,  $d = 0.116$  [-0.317 – 0.549]) and erroneous-vBF ( $p = 0.023$ ,  $d = 0.184$  [-0.250 – 0.617]) conditions.

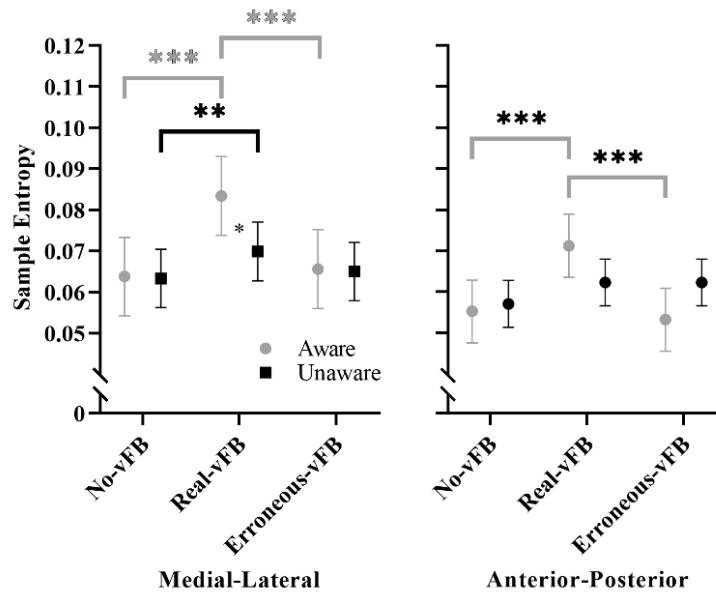


**Figure 7.5.** Marginal mean ( $\pm$  95%CI) of COP mean velocity across the different vBF conditions in the ML and AP directions (\* $p < 0.05$ , \*\*\*  $p < 0.001$ ). For simpler interpretation, black circles and their significance bars represent unaware participants, and grey circles and their significance bars represent aware participants from the *Awareness \* vBF* interaction. Black squares were used to illustrate the vBF main effect.

***Sample Entropy***

For the sample entropy (Figure 7.6), there was a significant interaction in the ML [ $F(2, 495.12) = 8.794, p < 0.001, \eta^2 = 0.03$ ] and the AP [ $F(2, 497.23) = 10.144, p < 0.001, \eta^2 = 0.04$ ] directions.

SampEn in the ML direction was higher, meaning that the COP was more irregular, during real-vBF compared to No-vBF for both *aware* ( $p < 0.001, d = 0.519 [0.178 - 0.967]$ ) and *unaware* ( $p = 0.264, d = 0.329 [-0.130 - 0.657]$ ) groups. The aware group also showed higher SampEn values during real-vBF compared to erroneous-vBF ( $p < 0.001, d = 0.519 [0.127 - 0.912]$ ). Additionally, aware participants showed higher SampEn value during real-vBF than unaware participants ( $p = 0.025, d = 0.446 [0.053 - 0.839]$ ). In AP, an increase in SampEn was observed during real-vBF compared to No-vBF ( $p < 0.001, d = 0.515 [0.122 - 0.908]$ ) and erroneous-vBF  $d = 0.580 [0.186 - 0.974]$  only for the *aware* group.



**Figure 7.6.** Marginal mean ( $\pm$  95%CI) of COP Sample Entropy across the different vBF conditions in the ML and AP directions (\*\* $p < 0.01$ , \*\*\*  $p < 0.001$ ). For simpler interpretation, black circles and their significance bars represent unaware participants, and grey circles and their significance bars represent aware participants from the *Awareness \* vBF* interaction. Individual significance symbols represent the difference between aware and unaware participants within specific vBF conditions.

### *Isometric log-ratio transformation*

#### *Ilr<sub>1</sub>*

The first ilr ( $ilr_1$ ) compared the Moderate and the Low bands to the Very Low and the Ultra Low bands (Figure 7.7). Here, a positive value means that the Moderate and Low bands together have a higher proportion of the whole.

Statistical analysis indicated a significant interaction for  $ilr_1$  in the ML direction [ $F(2, 499.90) = 6.615, p < 0.002, \eta^2 = 0.03$ ] and a significant main effect of vBF in the AP direction [ $F(2, 501.64) = 7.068, p < 0.001, \eta^2 = 0.03$ ]. Post-hoc analysis suggested that  $ilr_1$  value in the ML direction was higher during real-vBF compared to No-vBF (*aware* ( $p < 0.001, d = 0.720 [0.343 -$

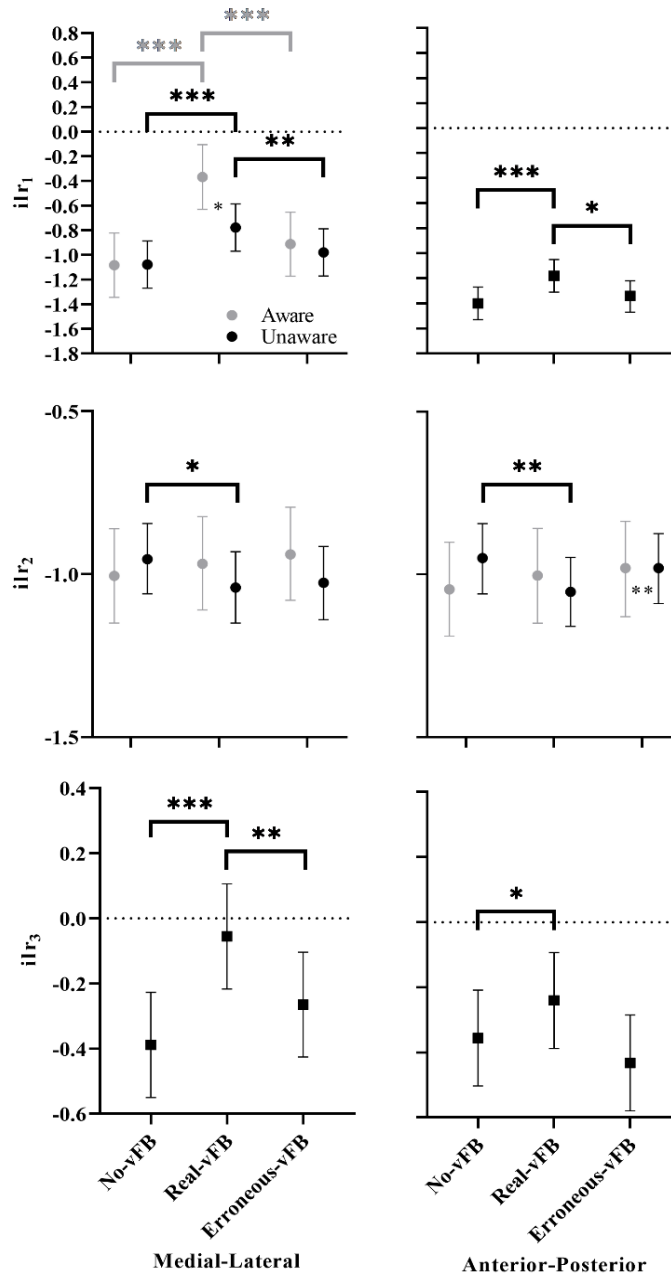
1.098]) and *unaware* ( $p < 0.001$ ,  $d = 0.425 [0.046 - 0.805]$ ) and compared to erroneous-vBF (*aware* ( $p < 0.001$ ,  $d = 0.549 [0.176 - 0.921]$ ) and *unaware* ( $p = 0.013$ ,  $d = 0.285 [-0.093 - 0.662]$ )). *Aware* participants also showed higher  $ilr_1$  values than *unaware* participants during the real-vBF condition ( $p = 0.015$ ,  $d = 0.467 [-0.095 - 0.840]$ ). In AP, after collapsing *aware* and *unaware* participants together, real-vBF was associated with higher  $ilr_1$  values compared to No-vBF ( $p < 0.001$ ,  $d = 0.460 [0.086 - 0.833]$ ) and erroneous-vBF ( $p = 0.020$ ,  $d = 0.335 [-0.036 - 0.706]$ ).

### *Ilr<sub>2</sub>*

The second  $ilr$  ( $ilr_2$ ) compared the Moderate to the Low band (Figure 7.7). A significant interaction was found in the ML [ $F(2, 495.71) = 4.131$ ,  $p < 0.017$ ,  $\eta^2 = 0.02$ ] and the AP [ $F(2, 500.08) = 3.846$ ,  $p = 0.022$ ,  $\eta^2 = 0.02$ ] directions. In both the ML ( $p = 0.016$ ,  $d = 0.236 [-0.177 - 0.648]$ ) and AP ( $p = 0.003$ ,  $d = 0.281 [-0.117 - 0.679]$ ) directions, real-vBF was associated with a lower value than erroneous-vBF only for *unaware* participants.

### *Ilr<sub>3</sub>*

The third  $ilr$  ( $ilr_3$ ) compared the Very Low band to the Ultra Low band (Figure 7.7). Main effect of vBF was observed in the ML [ $F(2, 504.02) = 11.435$ ,  $p < 0.001$ ,  $\eta^2 = 0.04$ ] and the AP [ $F(2, 504.23) = 3.587$ ,  $p = 0.028$ ,  $\eta^2 = 0.01$ ] directions, but no interactions. After collapsing *aware* and *unaware* participants together,  $ilr_3$  value was higher during real-vBF compared to No-vBF ( $p < 0.001$ ,  $d = 0.514 [0.136 - 0.892]$ ) and erroneous-vBF in the ML direction ( $p = 0.009$ ,  $d = 0.308 [-0.067 - 0.682]$ ), and erroneous-vBF in the AP ( $p = 0.022$ ,  $d = 0.137 [-0.234 - 0.507]$ ) direction.



**Figure 7.7.** Marginal mean ( $\pm 95\%$ CI) of  $ilr_1$  ([Moderate + Low] vs [Very Low + Ultra Low]),  $ilr_2$  (Moderate vs Low) and  $ilr_3$  (Very Low vs Ultra Low) values across the different vBF conditions in the ML and AP directions (\* $p < 0.05$ , \*\* $p < 0.01$ , \*\*\*  $p < 0.001$ ). For simpler interpretation, black circles and their significance bars represent unaware participants, and grey circles and their significance bars represent aware participants from the *Awareness \* vBF* interaction. Individual significance symbols represent the difference between aware and unaware participants within specific vBF conditions. Black squares were used to illustrate the vBF main effect.

## Discussion

The objective of this study was to explore the potential implicit component of visual biofeedback on postural control, extending the work of Goodworth et al. (2020) to a standing position. Participants were provided with accurate and erroneous real-time COP biofeedback without being informed of its nature. Based on Goodworth et al. (2020) results, we hypothesized that real-vBF would enhance postural control (i.e., reduced sway amplitude, increased sway irregularity, and a higher contribution of high-frequency components) while erroneous-vBF would impair it. As expected, real-vBF improved postural control, but the effects of erroneous-vBF were less clear and primarily observed in comparison to real-vBF. Participants were classified as either aware or unaware of the feedback, revealing group differences in how vBF influenced sway. To aid interpretation, we provided a summary of significant comparisons in Table 7.1.

Similar to the previous vBF experiments (e.g., Michaud et al., 2024), our results indicate that real-vBF improved postural control compared to the no-vBF condition as evidenced by reduced sway amplitude, increased irregularity and velocity in the ML direction, and a greater relative contribution of higher-frequency components. Interestingly, these effects were observed in both aware and unaware participants, suggesting that real-time feedback influenced postural adjustments even without explicit knowledge of its meaning. Aware participants additionally exhibited increased irregularity in the AP direction and higher sway velocity in the ML direction. In contrast, the unaware group showed a reduction in  $ilr_2$  values. Effect size analyses during group-specific comparisons also indicated larger differences in the aware group. Altogether, these findings support the idea that vBF can influence postural behaviour regardless of awareness, but that explicitly engaging with the feedback may enhance its effects.

**Table 7.1.** Summary of COP outcomes across vBF conditions and awareness Groups (↓: statistically significant decrease, ↑ statistically significant increase).

Real- vs No-vBF		
Both	Aware	Unaware
Area ↓	mVel ML ↑	ilr2 ML ↓
SD AP ↓	SampEn AP ↑	Ilr2 AP ↓
mVel AP ↑		
SampEn ML ↑		
ilr1 ML ↑		
ilr3 ML ↑		
ilr1 AP ↑		
ilr3 AP ↑		
Real- vs Erroneous-vBF		
Both	Aware	Unaware
Area ↓	SD AP ↓	
SD ML ↓	SampEn ML ↑	
ilr1 ML ↑	SampEn AP ↑	
ilr3 ML ↑		
ilr1 AP ↑		
Erroneous- vs No-vBF		
Both	Aware	Unaware
mVel ML ↑	SD ML ↑	
mVel AP ↑		

Some authors have suggested that real-vBF may promote more automatic postural control (Kręćisz & Kuczyński, 2018; Lakhani & Mansfield, 2015; Michaud et al., 2024). While this explanation may hold for the aware group, it does not fully account for the improvements observed in the unaware group. If merely “looking” at the visual information, without understanding its meaning, was sufficient to shift attention externally and promote automaticity, then a similar improvement should have been observed in the erroneous-vBF condition. The fact that it did not suggests that another mechanism may contribute to the stabilizing effect of vBF, possibly an implicit integration process.

While real-vBF improved postural control, the effects of erroneous-vBF were more limited and primarily evident when compared to real-vBF. Both groups exhibited greater sway amplitude and a reduced contribution of higher-frequency components in the erroneous-vBF condition, reinforcing the stabilizing role of accurate feedback. However, relative to no-vBF, erroneous-vBF only increased sway velocity in both directions for both groups, and sway amplitude in the ML direction for the aware group. These results suggest that erroneous-vBF was not entirely disregarded, even by the aware group. This implies that awareness of the feedback may not be sufficient to fully filter out the altered signal. Instead, the visual information may have been implicitly incorporated into postural regulation, thereby disrupting stability.

Altogether, our results support the possible involvement of implicit and explicit visual processing during vBF tasks. If participants had only been passively exposed to the visual stimulus without integrating it, no systematic differences between conditions would be expected. Instead, our results suggest that visual cues were processed even without deliberate control. This aligns with psychomotor tasks where a visual information can influence behaviour without conscious perception (Alamia et al., 2019; Melcher et al., 2005). Goodworth et al. (2020) suggested that random visual information may introduce sensory noise, disrupting postural control. Our findings extend this idea by suggesting that such noise stems from implicit integration, where the CNS incorporates visual cues regardless of their accuracy. When the feedback is inaccurate, this integration may impair stability; when the feedback is accurate, it may facilitate it.

The degree to which vBF is integrated may also depend on both task difficulty and inhibitory control. In simple tasks like ours, attention may be more easily drawn to the vBF (Richer et al., 2017), facilitating its integration. However, when attention is directed elsewhere, the vBF is less likely to be processed. If the feedback is perceived, its influence depends on attentional

inhibition, which may not be able to fully suppress irrelevant sensory input (Belo et al., 2025). This could explain why erroneous-vBF influenced postural control, even among aware participants. In contrast, dual-task contexts, such as in Yeh et al. (2010), may reduce the attention available for vBF, thereby limiting the perception and impact of altered feedback.

Our results did not fully replicate those of Goodworth et al. (2020) as the effect of erroneous-vBF was more limited. This discrepancy could be attributed to design differences (e.g., different postural tasks and feedback types) as well as methodological limitations. Because participants were questioned only at the end of the experiment, we could not determine exactly when they became aware of the feedback or how they applied this knowledge. Additionally, some participants might have claimed unawareness, yet still engaged in postural strategies, such as voluntary sway, to probe the relation between their posture and the visual cues. However, asking for verbal reports during the experiment would have introduced bias and altered the nature of the task. To partly address this, we included *Trials* as a random effect in our linear mixed model. Additionally, eye movements were monitored via webcam to confirm screen fixation, but this approach lacks the precision needed for detailed gaze analysis. Despite these limitations and uncertainty around the continuum of awareness, both groups showed similar patterns: real-vBF improved postural control, and erroneous-vBF influenced some postural variables. These effects suggest that vBF modulated postural control beyond explicit awareness, supporting an implicit integration process.

## **Conclusion**

The findings from the current study support the possibility that vBF operates on multiple levels, involving both implicit and explicit postural mechanisms. Indeed, even participants unaware of what the vBF represented experienced improvements in postural control during tasks

with real vBF. However, the extent to which the visual information is used, and the mechanisms underlying this use, could differ between the levels of awareness. Future studies should refine methodological approaches to better assess awareness. For example, explicitly informing participants about the inaccuracy of the feedback could help determine whether its effects persist despite full awareness, offering deeper insight into vBF mechanisms.

### **Funding Source**

The author L. M. received funding from the Natural Sciences and Engineering Research Council of Canada (NSERC) through the NSERC Postgraduate Scholarships – Doctoral (PGS D).

### **References**

- Alamia, A., Zénon, A., Vanrullen, R., Duque, J., & Derosiere, G. (2019). Implicit visual cues tune oscillatory motor activity during decision-making. *NeuroImage*, *186*, 424–436.  
<https://doi.org/10.1016/j.neuroimage.2018.11.027>
- Alenazi, A. (2021). A review of compositional data analysis and recent advances. *Communications in Statistics - Theory and Methods*, *52*(16), 5535–5567.  
<https://doi.org/10.1080/03610926.2021.2014890>
- Assländer, L., & Peterka, R. J. (2014). Sensory reweighting dynamics in human postural control. *Journal of Neurophysiology*, *111*(9), 1852–1864. <https://doi.org/10.1152/jn.00669.2013>
- Bakker, A., Cai, J., English, L., Kaiser, G., Mesa, V., & Van Dooren, W. (2019). Beyond small, medium, or large: points of consideration when interpreting effect sizes. *Educational Studies in Mathematics*, *102*(1), 1–8. <https://doi.org/10.1007/s10649-019-09908-4>
- Bates, D., Mächler, M., Bolker, B. M., & Walker, S. C. (2015). *Fitting Linear Mixed-Effects Models Using lme4*. *67*(1). <https://doi.org/10.18637/jss.v067.i01>
- Belo, J., Clerc, M., & Schon, D. (2025). Attentional Inhibition Ability Predicts Neural Representation

- During Challenging Auditory Streaming. *Cognitive, Affective, & Behavioral Neuroscience*, 0123456789, 1–29. <https://doi.org/10.3758/s13415-024-01260-2>
- Collins, J. J., & De Luca, C. J. (1994). Random Walking during Quiet Standing. *Physical Review Letters*, 73(5), 764–765.
- Creath, R., Kiemel, T., Horak, F., & Jeka, J. J. (2008). The role of vestibular and somatosensory systems in intersegmental control of upright stance. *Journal of Vestibular Research : Equilibrium & Orientation*, 18(1), 39–49.  
<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3624763/pdf/nihms412728.pdf>
- Donker, S. F., Roerdink, M., Greven, A. J., & Beek, P. J. (2007). Regularity of center-of-pressure trajectories depends on the amount of attention invested in postural control. *Experimental Brain Research*, 181(1), 1–11. <https://doi.org/10.1007/s00221-007-0905-4>
- Douma, J. C., & Weedon, J. T. (2019). Analysing continuous proportions in ecology and evolution: A practical introduction to beta and Dirichlet regression. *Methods in Ecology and Evolution*, 10(9), 1412–1430. <https://doi.org/10.1111/2041-210X.13234>
- Egozcue, J. J., Pawlowsky-Glahn, V., Mateu-Figueras, G., & Barceló-Vidal, C. (2003). Isometric Logratio Transformations for Compositional Data Analysis. *Mathematical Geology*, 35(3), 279–300.  
<https://doi.org/10.1023/A:1023818214614>
- Filzmoser, P., Hron, K., & Reimann, C. (2009). Univariate statistical analysis of environmental (compositional) data: Problems and possibilities. *Science of the Total Environment*, 407(23), 6100–6108. <https://doi.org/10.1016/j.scitotenv.2009.08.008>
- Fujimoto, K., & Ashida, H. (2020). Different Head-Sway Responses to Optic Flow in Sitting and Standing With a Head-Mounted Display. *Frontiers in Psychology*, 11(October), 1–8.  
<https://doi.org/10.3389/fpsyg.2020.577305>

- Genthon, N., & Rougier, P. (2006). Does the capacity to appropriately stabilize trunk movements facilitate the control of upright standing? *Motor Control*, *10*(3), 232–243.  
<https://doi.org/10.1123/mcj.10.3.232>
- Goodworth, A., Kratzer, A., & Saavedra, S. (2020). Influence of visual biofeedback and inherent stability on trunk postural control. *Gait and Posture*, *80*(July), 308–314.  
<https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2020.06.011>
- Gupta, N., Mathiassen, S. E., Mateu-Figueras, G., Heiden, M., Hallman, D. M., Jørgensen, M. B., & Holtermann, A. (2018). A comparison of standard and compositional data analysis in studies addressing group differences in sedentary behavior and physical activity. *International Journal of Behavioral Nutrition and Physical Activity*, *15*(1), 1–12. <https://doi.org/10.1186/s12966-018-0685-1>
- Halická, Z., Lobotková, J., Bučková, K., Bzdúšková, D., & Hlavačka, F. (2011). Age-related effect of visual biofeedback on human balance control. *Activitas Nervosa Superior Rediviva*, *53*(2), 67–71.
- Horak, F. B. (2006). Postural orientation and equilibrium: What do we need to know about neural control of balance to prevent falls? *Age and Ageing*, *35*(S2), 7–11. <https://doi.org/10.1093/ageing/afl077>
- Horak, F. B., Nashner, L. M., & Diener, H. C. (1990). Postural strategies associated with somatosensory and vestibular loss. *Experimental Brain Research*, *82*(1), 167–177.  
<https://doi.org/10.1007/BF00230848>
- Imaizumi, S., Asai, T., Hiromitsu, K., & Imamizu, H. (2018). Voluntarily controlled but not merely observed visual feedback affects postural sway. *PeerJ*, *2018*(4), 1–22.  
<https://doi.org/10.7717/peerj.4643>
- Kręcis, K., & Kuczyński, M. (2018). Attentional demands associated with augmented visual feedback during quiet standing. *PeerJ*, *6*(6), e5101. <https://doi.org/10.7717/peerj.5101>
- Krizková, M., Hlavacka, F., & Gatev, P. (1993). Visual control of human stance on a narrow and soft

- support surface. *Physiological Research / Academia Scientiarum Bohemoslovaca*, 42(4), 267–272.
- Kuznetsova, A. (2017). *lmerTest Package : Tests in Linear Mixed Effects Models*. 82(13).  
<https://doi.org/10.18637/jss.v082.i13>
- Lakens, D., & Caldwell, A. R. (2021). Simulation-Based Power Analysis for Factorial Analysis of Variance Designs. *Advances in Methods and Practices in Psychological Science*, 4(1), 1–14.  
<https://doi.org/10.1177/2515245920951503>
- Lakhani, B., & Mansfield, A. (2015). Visual feedback of the centre of gravity to optimize standing balance. *Gait and Posture*, 41(2), 499–503. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2014.12.003>
- Lenth, R. V. (2017). emmeans: Estimated Marginal Means, aka Least-Squares Means. In CRAN: Contributed Packages (Vol. 34, Issue 4, pp. 216–221).  
<https://doi.org/10.32614/CRAN.package.emmeans>
- Li, R., Peterson, N., Walter, H. J., Rath, R., Curry, C., & Stoffregen, T. A. (2018). Real-time visual feedback about postural activity increases postural instability and visually induced motion sickness. *Gait and Posture*, 65(August), 251–255. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2018.08.005>
- Magezi, D. A. (2015). Linear mixed-effects models for within-participant psychology experiments : an introductory tutorial and free , graphical user interface ( LMMgui ). *Frontiers in Psychology*, 6(January), 1–7. <https://doi.org/10.3389/fpsyg.2015.00002>
- Melcher, D., Papathomas, T. V., & Vidnyánszky, Z. (2005). Implicit Attentional Selection of Bound Visual Features. *Neuron*, 46(5), 723–729. <https://doi.org/10.1016/j.neuron.2005.04.023>
- Michaud, L., Lafleur, D., & Lajoie, Y. (2023). Effect of Center of Mass Immobilization on Center of Pressure Displacement in Single and Dual-Task. *Journal of Motor Behavior*, 55(6), 539–549.  
<https://doi.org/10.1080/00222895.2021.1896468>
- Michaud, L., Laniel, F., & Lajoie, Y. (2024). Increasing Visual Biofeedback Scale Changes Postural

- Control Complexity. *Applied Psychophysiology Biofeedback*, 1–9. <https://doi.org/10.1007/s10484-023-09619-w>
- 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>
- Nagy, E., Toth, K., Janositz, G., Kovacs, G., Feher-Kiss, A., Angyan, L., & Horvath, G. (2004). Postural control in athletes participating in an ironman triathlon. *European Journal of Applied Physiology*, *92*(4–5), 407–413. <https://doi.org/10.1007/s00421-004-1157-7>
- Paillard, T., & Noé, F. (2015). Techniques and Methods for Testing the Postural Function in Healthy and Pathological Subjects. *BioMed Research International*, *2015*, 1–15. <https://doi.org/10.1155/2015/891390>
- Peterka, R. J. (2002). Sensorimotor integration in human postural control. *Journal of Neurophysiology*, *88*(3), 1097–1118. <https://doi.org/10.1152/jn.00605.2001>
- Quek, J., Brauer, S. G., Clark, R., & Treleaven, J. (2014). New insights into neck-pain-related postural control using measures of signal frequency and complexity in older adults. *Gait and Posture*, *39*(4), 1069–1073. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2014.01.009>
- Quek, J., Treleaven, J., Clark, R. A., & Brauer, S. G. (2018). An exploratory study examining factors underpinning postural instability in older adults with idiopathic neck pain. *Gait & Posture*, *60*(February), 93–98. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2017.11.016>
- Richardson, J. T. E. (2011). Eta squared and partial eta squared as measures of effect size in educational research. *Educational Research Review*, *6*(2), 135–147. <https://doi.org/10.1016/j.edurev.2010.12.001>
- Richer, N., & Lajoie, Y. (2020). Automaticity of Postural Control while Dual-tasking Revealed in Young

and Older Adults. *Experimental Aging Research*, 46(1), 1–21.

<https://doi.org/10.1080/0361073X.2019.1693044>

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

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

Roerdink, M., Hlavackova, P., & Vuillerme, N. (2011). Center-of-pressure regularity as a marker for attentional investment in postural control: A comparison between sitting and standing postures. *Human Movement Science*, 30(2), 203–212. <https://doi.org/10.1016/j.humov.2010.04.005>

Rosen, P. Von. (2023). Analysing time-use composition as dependent variables in physical activity and sedentary behaviour research: different compositional data analysis approaches. *Journal of Activity, Sedentary and Sleep Behaviors*, 2, 23. <https://doi.org/10.1186/s44167-023-00033-5>

Rougier, P. (2004). Optimising the visual feedback technique for improving upright stance maintenance by delaying its display: Behavioural effects on healthy adults. *Gait and Posture*, 19(2), 154–163. [https://doi.org/10.1016/S0966-6362\(03\)00056-0](https://doi.org/10.1016/S0966-6362(03)00056-0)

Serra-Añó, P., López-Bueno, L., García-Massó, X., Pellicer-Chenoll, M. T., & González, L. M. (2015). Postural control mechanisms in healthy adults in sitting and standing positions. *Perceptual and Motor Skills*, 121(1), 119–134. <https://doi.org/10.2466/26.25.PMS.121c10x4>

Sifuzzaman, M., Islam, M. R., & Ali, M. Z. (2009). Application of Wavelet Transform and its Advantages Compared to Fourier Transform. *Journal of Physical Sciences*, 13(1), 121–134.

St-Amant, G., Rahman, T., Polskaia, N., Fraser, S., & Lajoie, Y. (2020). Unveiling the cerebral and

- sensory contributions to automatic postural control during dual-task standing. *Human Movement Science*, 70(April), 102587. <https://doi.org/10.1016/j.humov.2020.102587>
- St-Amant, G., Salzman, T., Michaud, L., Polskaia, N., Fraser, S., & Lajoie, Y. (2022). Hemodynamic responses of quiet standing simultaneously performed with different cognitive loads in older adults. *Human Movement Science*, 82(April), 102931. <https://doi.org/10.1016/j.humov.2022.102931>
- van den Heuvel, M. R. C., Balasubramaniam, R., Daffertshofer, A., Longtin, A., & Beek, P. J. (2009). Delayed visual feedback reveals distinct time scales in balance control. *Neuroscience Letters*, 452(1), 37–41. <https://doi.org/10.1016/j.neulet.2009.01.024>
- Wade, M. G., & Jones, G. (1997). The role of vision and spatial orientation in the maintenance of posture. *Physical Therapy*, 77(6), 619–628. <https://doi.org/10.1093/ptj/77.6.619>
- Wulf, G. (2013). Attentional focus and motor learning: A review of 15 years. *International Review of Sport and Exercise Psychology*, 6(1), 77–104. <https://doi.org/10.1080/1750984X.2012.723728>
- Yeh, T. T., Boulet, J., Cluff, T., & Balasubramaniam, R. (2010). Contributions of delayed visual feedback and cognitive task load to postural dynamics. *Neuroscience Letters*, 481(3), 173–177. <https://doi.org/10.1016/j.neulet.2010.06.081>
- Yeh, T. T., Cluff, T., & Balasubramaniam, R. (2014). Visual reliance for balance control in older adults persists when visual information is disrupted by artificial feedback delays. *PLoS ONE*, 9(3), e91554. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0091554>

## Chapitre 8 : Article 5

L'article 5 sera soumis au journal *Ecological Psychology* une fois l'article 2 accepté. Le présent chapitre reprend le format de soumission exigé par le journal.

**Michaud, L.**, Lussier, R., Laniel, F., Séguin, M., Vandal, É., Baulac, S. & Lajoie, Y. Effect of Visual Biofeedback on Centre of Pressure Displacement During Belt-Induced Centre of Mass Immobilization: Possible Evidence of Exploratory Behaviour.

**Abstract**

Recent evidence suggests that the centre of pressure (COP) movement persists even when the centre of mass (COM) is artificially immobilized, raising the possibility that the central nervous system (CNS) actively maintains COP motion even in the absence of stabilization needs. From an ecological perspective, such movement could reflect an exploratory function, supporting sensory input gathering. Prior studies have shown that visual biofeedback (vBF) of the COP fails to reduce COP displacement to the same extent as COM displacement, further reinforcing the exploratory hypothesis. However, this interpretation remains counterintuitive given that vBF typically reduces sway. In this study, we revisited the role of vBF during COM immobilization using a more ecological belt-based apparatus, nonlinear analyses of COP dynamics, and an assessment of COP alignment at the moment of immobilization. Our results indicate that, even under these refined methodological conditions, vBF did not reduce COP displacement during COM immobilization. Instead, vBF led to increased COP variability and complexity. These findings suggest that a certain amount of COP motion, whether it reflects exploratory or other non-stabilizing behaviour, may be actively maintained by the CNS in a way that is specific to the current postural state.

**Keywords:** Exploratory Sway, Center of Pressure, Sample Entropy, Wavelet, Visual Biofeedback, Belt-Induced Immobilization, Center of Mass Immobilization

**Introduction**

Traditionally, postural sway has been associated with postural control performance, where large sway has been linked to poor control, reflecting an inability to maintain equilibrium against destabilizing forces. While the centre of pressure (COP) is typically understood as being regulated to control the centre of mass (COM) and ensure body control, perfect stability is unattainable due to inherent sensory and motor delays (Loram et al., 2011; Peterka, 2002; Van Der Kooij & De

Vlugt, 2007; Zatsiorsky & Duarte, 1999). However, from an ecological perspective, some suggest that sway may also serve as an active means of exploration, allowing the perceptual system to gather information about the body's position relative to the environment (Ricchio, 1993). Consequently, COP and COM motion sway emerge as a continuous dynamic process, potentially shaped not only by corrective efforts, but also by the need for sensory sampling.

Carpenter et al. (2010) provided empirical support for the existence of sway components not tied to stabilization by demonstrating that COP variability increased in the anterior-posterior (AP) direction following an artificial immobilization of the COM in that same direction. They argued that if COP adjustments served solely to stabilize the COM, such immobilization should have reduced, not amplified, COP motion. This paradoxical increase was instead interpreted as exploratory behaviour; a process by which the central nervous system (CNS) actively seeks to generate movement to obtain sensory input when deprived of natural feedback loops. Continuous motion of the body may thus promote sensory integration by maintaining dynamic sensory input. For example, some sensitive receptors rapidly adapt in the absence of movement, becoming less informative (Fabre et al., 2021; Gandevia et al., 2002).

Subsequent studies replicated Carpenter et al. (2010) findings using the same immobilization apparatus (Murnaghan et al., 2011, 2013, 2014). Notably, Murnaghan et al. (2011) reported a greater increase in COP variability when participants received visual biofeedback (vBF) of their real-time COP position compared to when no feedback was provided. This was interpreted as further support for the exploratory sway hypothesis, suggesting that, through the use of vBF, the COP behaviour observed during COM immobilization could not be solely attributed to sensory illusions (i.e., mismatches between actual body displacement and the feedback registered by cutaneous or musculotendinous receptors (Murnaghan et al., 2011)). However, this interpretation

is somewhat counterintuitive, as vBF is generally known to reduce COP magnitude (Jehu et al., 2016; Michaud et al., 2024; Michaud, Desjardins, et al., 2025). This apparent contradiction, which was not fully addressed, raises questions about whether additional factors may have influenced the observed increase in COP variability or shaped its interpretation. For instance, the COP behaviour may have been influenced by the COP variables used, the apparatus used, and the COP offset at the time of immobilization.

A first limitation of Murnaghan et al. (2011) study is their exclusive reliance on COP variability to describe postural behaviour, without considering its temporal or structural characteristics. COP signals are inherently non-linear and non-stationary (Collins & De Luca, 1994), and conventional linear measures may fail to capture important aspects of sway dynamics. Integrating non-linear analyses may therefore offer a more comprehensive view of COP dynamics (Roerdink et al., 2011). For instance, studies have shown that COM immobilization can induce a shift toward lower frequency components, increased regularity and decreased velocity of the COP signal, reflecting changes in its complexity (Michaud et al., 2023; Michaud, Pommier, et al., 2025; Michaud, Rosa, et al., 2025).

Second, previous immobilization studies (Carpenter et al., 2010; Michaud et al., 2023; Murnaghan et al., 2011, 2013, 2014) also induced immobilization using an apparatus that constrained the entire body above the ankles, limiting the natural multi-segmental coordination (Creath et al., 2008; Sasagawa et al., 2009) and enforcing a single inverted pendulum strategy. More specifically, participants were strapped from their calves to their head to a rigid plank connected to a brake-equipped closed-loop pulley system, which locked the setup when engaged. A recent study suggests that the increased COP variability observed with this plank setup may partly result from the non-ecological constraints it imposes, rather than purely reflecting

exploratory behaviour. Michaud et al. (Michaud, Pommier, et al., 2025) employed a belt-induced immobilization system that locally restrained the COM only while preserving segmental freedom and observed that the immobilization led to a slight decrease in COP variability, rather than the increase typically observed with plank-based immobilization. Yet, even though COM movement was substantially reduced, COP variability did not decrease proportionally. If COP adjustments were solely aimed at stabilizing the COM, a similar reduction would have been expected. This discrepancy suggests that the remaining COP motion may still serve a non-stabilizing function, potentially exploratory (Carpenter et al., 2010; Michaud et al., 2023; Michaud, Pommier, et al., 2025; Michaud, Rosa, et al., 2025). Furthermore, the belt-induced immobilization led to increased COP complexity (i.e., more irregular), which has also been associated with exploratory processes (Deffeyes et al., 2009; Sabatini, 2000; Stergiou et al., 2006). Differences were also observed in the frequency composition of the signal, with increased energy in higher-frequency bands (Michaud, Pommier, et al., 2025). Although the belt system alters COP dynamics compared to the plank setup, it may provide a more suitable approach to examining the non-stabilizing behaviour of interest.

A third limitation is that Murnaghan et al. (2011) did not account for the position of the COP at the moment of immobilization. Missen et al. (2023) proposed that the initial body positioning at the moment of immobilization may influence COP values. If the body is slightly leaning at the time of immobilization, the resulting torque can amplify COP movement as the CNS attempts to return to a neutral position. This raises the possibility that the increase in COP variability observed by Murnaghan et al. (2011) during vBF was, at least partially, driven by initial COP offset rather than reflecting purely non-stabilizing behaviour.

In the present study, we aimed to revisit the effect of vBF during COM immobilization while using a more ecologically valid setup (i.e., belt-induced immobilization), both linear and non-linear measures and by considering the COP offset at the moment of immobilization. Controlling for these factors will help clarify whether COP behaviour during COM immobilization reflects non-stabilizing processes, such as exploratory. We hypothesize that if sway is a manifestation of postural stabilization, providing vBF during COM immobilization should substantially attenuate the corrective fluctuations of the COP. Specifically, it should reduce COP variability, increase irregularity and velocity, and shift the frequency composition toward higher frequencies (Michaud et al., 2024). Conversely, if COP displacement persists despite vBF, this would suggest that part of the movement may reflect an underlying non-stabilizing mechanism.

## **Method**

### ***Participants***

Twenty-three healthy young adults (9 females, 14 males; age:  $24.05 \pm 1.36$  years; weight:  $73.56 \pm 15.46$  kg; height:  $170.95 \pm 10.33$  cm) participated in this study. All participants had no recent injuries or motor issues that could affect their posture and were naive to the experiment, having never participated in an immobilization study before. Sample size analysis performed using the Superpower R package (Lakens & Caldwell, 2021), and including immobilization data from Michaud, Pommier et al. (2025) and feedback data from Michaud et al. (2024), indicated that 20 participants provided sufficient power ( $> 0.8$ ).

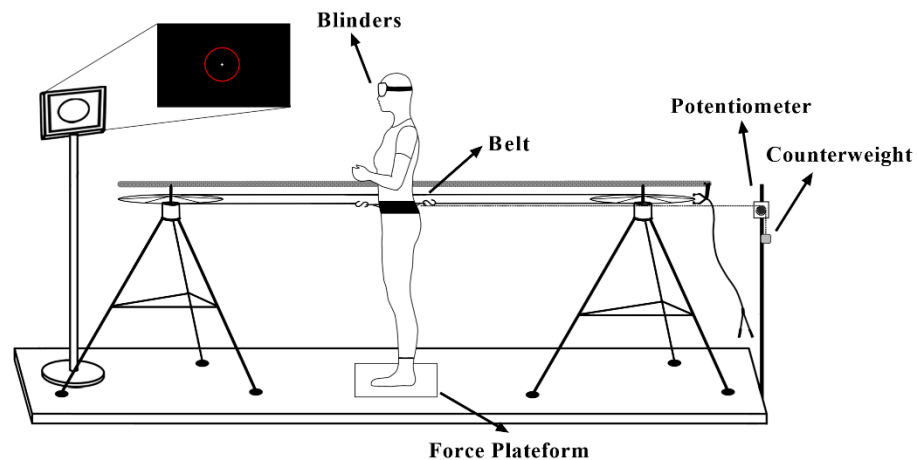
### ***Apparatus***

A similar apparatus to that of Michaud, Pommier et al. (2025) was used to induce localized COM immobilization. A belt was placed around the approximate COM location (Male: 57%; Female: 55% (Hay & Reid, 1982)). It was secured in a way to prevent gaps between the belt and the body

when tension was applied. The belt was linked to two bicycle wheels, forming a closed-loop pulley system (Figure 8.1). The rear wheel included a brake that could be activated to immobilize the participant.

The COM motion in the AP direction was measured using a 5V potentiometer system. To ensure the microfilament that went through the potentiometer remained taut, its other end was attached to a weight. This weight was mechanically reduced through a system of eight pulleys, resulting in a final applied tension of 0.66 N, which kept the microfilament taut without the participant perceiving the force (Mbourou et al., 2003). The potentiometer was calibrated prior to the experiment.

Finally, a force platform (ORG-6-1000, Watertown, MA, USA) recorded COP position at 100 Hz. Participants wore glasses with blinders to minimize visual distraction from the apparatus.



**Figure 8.1.** Side view of the apparatus used to induce immobilization and visual biofeedback of the COP. For visual clarity, the pulleys used between the potentiometer and the counterweight to fine-tune the monofilament tension are not shown in the figure.

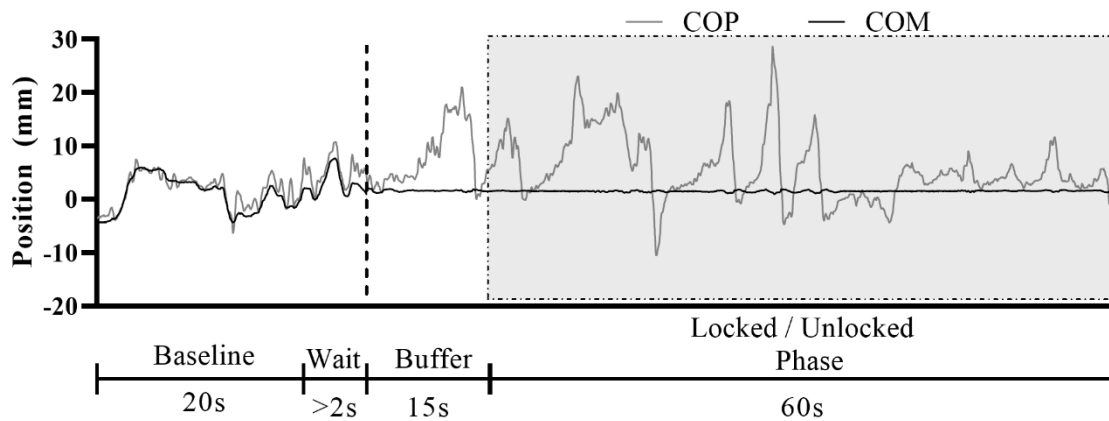
### *Procedure*

The immobilization procedure from previous studies (Carpenter et al., 2010; Michaud et al., 2023;

Michaud, Pommier, et al., 2025; Michaud, Rosa, et al., 2025; Missen et al., 2023; Murnaghan et al., 2011, 2013, 2014) was adapted to address potential methodological issues. First, these previous studies used trials that included an “unlocked” and “locked” state. Although it allowed for clear pre–post immobilization comparisons, they required participants to stand for a few minutes, which could induce fatigue. Additionally, pilot testing showed that prolonged vBF can be cognitively taxing. Therefore, we modified the procedure by separating the unlocked and locked states into distinct trials, thereby reducing trial duration.

For each condition, participants were asked to stand still on a force platform with feet shoulder width apart and arms crossed, following protocols from previous studies (Carpenter et al., 2010; Michaud et al., 2023; Michaud, Pommier, et al., 2025; Michaud, Rosa, et al., 2025; Missen et al., 2023; Murnaghan et al., 2011, 2013, 2014). The course of a trial is summarized in figure 8.2. During the first 20 seconds, participants fixated on a static target displayed at eye level, approximately one meter ahead. Three seconds before the end of this period, the target began to flash slowly, signaling an upcoming change. At the 20 second mark, a circle representing the average COP position  $\pm 1$  SD appeared at the center of the screen. Participants were then instructed to keep their COP within this zone. Unbeknownst to the participant, once the COP remained within the target for two consecutive seconds, the trial transitioned to the final phase. If they failed to do so within 60 seconds, the trial was repeated. This ensured that, in immobilization conditions, the immobilization occurred during a stable postural state rather than during transient movement. During the final 75 seconds, participants were either immobilized or not (Locked / Unlocked), with or without visual biofeedback (vBF / No-vBF). In the vBF condition, the circle used to position the COP remained on the screen. In No-vBF conditions, the static target reappeared. Only the last 60 seconds of each trial were analyzed.

Participants were familiarized with the vBF before the experiment and were instructed to keep their COP as close as possible to the center of the target. All conditions were presented in randomized order, with at least two minutes of rest between trials. Participants were not informed in advance of the condition to be performed or of the immobilization. Each condition was repeated six times to ensure sufficient reliability (Michaud et al., 2020).



**Figure 8.2.** Trial timeline with an example of COP (grey line) and COM (black line) signals. Data are from a trial involving COM immobilization and vBF. The dotted line indicates the moment of immobilization, and the grey area represents the portion of the trial used for data analysis.

### *Data Analysis*

The COP and COM signals in the AP direction were analyzed using Matlab 2021 (MathWorks, Natick, MA, USA) to extract both linear and non-linear variables. Prior to the analysis, all signals were low-pass filtered using a second-order Butterworth filter with a 10 Hz cut-off. COP and COM variability were quantified using the standard deviation (SD-COP, SD-COM), and mean COP velocity (mVel) was also derived from the time series. Signal regularity was assessed using Richman and Moorman's (2000) Sample Entropy (SampEn) formula, with parameters  $m = 2$  and  $r = 0.2$  to remain in line with previous work (Michaud et al., 2023; Michaud, Pommier, et al., 2025; Michaud, Rosa, et al., 2025). To account for potential bias related to initial body position, COP

offset was also calculated. This was defined as the difference between the mean COP position for 1.5 seconds preceding immobilization, and the average position over the initial 20 seconds of the trial ( $\text{COP offset} = \text{COP Mean}_{1.5s} - \text{COP Mean}_{\text{Initial}20s}$ ). This measure was used to assess potential influences on COP behaviour and to identify trials with excessive offsets.

To assess the frequency content of the signals, a Discrete Wavelet Transform (DWT) was applied to the unfiltered COP signal using MATLAB's Wavelet Toolbox. Unlike the traditional Fast Fourier Transform, the DWT is better suited for non-linear signals due to its adaptive time-frequency resolution (Sifuzzaman et al., 2009). Following the approach of Quek et al. (2014, 2018), signals were decomposed into 12 levels using a Symlet 8 wavelet and grouped into four frequency bands: Moderate (1.56–6.25 Hz), Low (0.39–1.56 Hz), Very-Low (0.10–0.39 Hz), and Ultra-Low (<0.10 Hz) (Michaud et al., 2023; Michaud, Pommier, et al., 2025; Michaud, Rosa, et al., 2025). Because the frequency bands are compositional (i.e., they sum to 1), traditional statistical methods are inappropriate without prior transformation (Alenazi, 2021; Douma & Weedon, 2019). Therefore, an Isometric Log-Ratio (Ilr) transformation (Filzmoser et al., 2009) was applied to convert the data into orthonormal coordinates, using a Sequential Binary Partitioning scheme (Rosen, 2023). Three Ilr coordinates were computed based on the approach described by Egozcue et al. (2003):

$$\text{Ilr}_1 = [\text{Moderate} + \text{Low}] \text{ vs } [\text{Very-Low} + \text{Ultra-Low}]$$

$$\text{Ilr}_2 = \text{Moderate vs Low}$$

$$\text{Ilr}_3 = \text{Very-Low vs Ultra-Low}$$

Positive Ilr values reflect a higher relative contribution of the frequency bands placed in the numerator, which in our partitioning scheme correspond to the higher frequencies.

### ***Statistical Analysis***

The influence of COP offset on SD-COP in the Locked condition was examined to assess whether positive or negative offsets affected sway variability. Models were tested with Feedback included as an interaction term and Participant as a random effect. Given the absence of a clear hypothesis regarding the form of this relationship, multiple models were explored. Linear and quadratic models were fitted using the *Lme4* R package (Bates et al., 2015), while a non-linear model was fitted using Generalized Additive Models (GAM) via the *mgcv* package (Wood, 2017).

For the main analysis, linear mixed models were used to assess the effects of the constraint state [Unlocked, Locked] and feedback [vBF, No-vBF], as well as their interaction, on the dependent variables. The model structure was  $Model = lmer(DependentVariable \sim State * Feedback + (1 | Participant))$ , with State and Feedback as fixed effects and Participant as a random effect. ANOVAs were conducted using the *LmerTest* R package (Kuznetsova, 2017). When a significant interaction was found, post hoc comparisons were performed using the *emmeans* R package (Lenth, 2017) and using the *mvt* adjustment for multiple comparisons. Effect sizes (Cohen's *d*) were also calculated. Results are reported as marginal means with 95% confidence intervals, and statistical significance was set at  $p < 0.05$ . For simplification, data in the figures were collapsed across conditions when no interaction was present.

## **Results**

### ***Effect of COP offset***

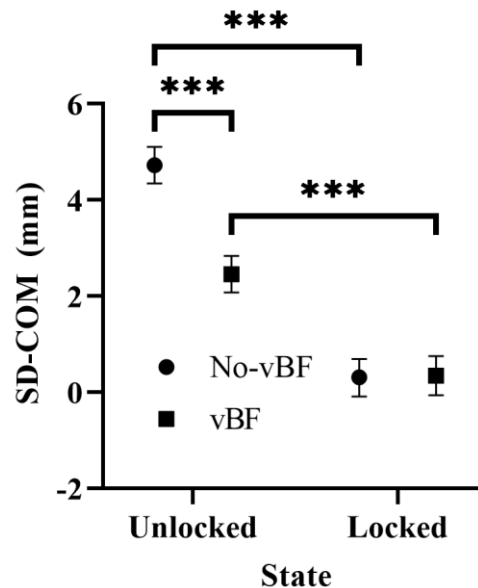
All trials had a COP offset within  $\pm 15$  mm. Linear, quadratic, and non-linear models revealed no significant effect of COP offset on COP variability (SD-COP), regardless of visual biofeedback. Specifically, the linear model and quadratic showed no significant main effect of offset (linear:  $F(1, 200.33) = 1.660, p = 0.199$ ; Quadratic:  $F(1, 198.93) = 2.345, p = 0.099$ ), nor a *Feedback* x

*Offset* interaction (Linear:  $F(1, 199.42) = 0.306, p = 0.581$ ; Quadratic:  $F(1, 197.33) = 0.823, p = 0.441$ ). Similarly, the GAM indicated no significant smoothing terms in the No-vBF condition ( $F(1.001, 1.001) = 1.867, p = 0.173$ ), nor the vBF condition ( $F(2.124, 2.690) = 1.380, p = 0.313$ ). These results suggest that variations in COP offset did not meaningfully affect COP variability, supporting the inclusion of all remaining trials in the main analysis.

### ***Effect of visual feedback and COM immobilization***

#### ***SD-COM***

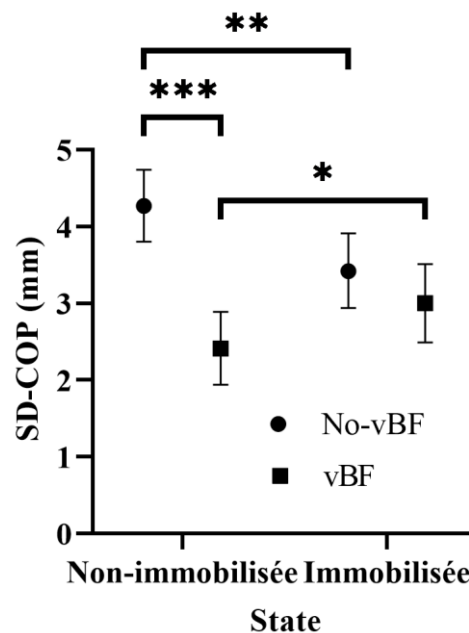
A significant *State x Feedback* interaction was found for SD-COM ( $F(1, 462.99) = 78.76, p < 0.001$ ; Figure 8.3). Post hoc analyses revealed that SD-COM was significantly lower in the locked state compared to the unlocked state, both without ( $p < 0.001, d = -3.17$ ) and with ( $p < 0.001, d = -1.54$ ) vBF. Additionally, in the Unlocked state, SD-COM was significantly lower with vBF than without ( $p < 0.001, d = 1.60$ ).



**Figure 8.3.** Marginal means ( $\pm$  95% CI) of the COM standard deviation (SD-COM) for the Immobilization x vBF interaction (\*\*\*)  $p < 0.001$ . Circles indicate without vBF, squares with vBF.

*SD-COP*

A significant *State x Feedback* interaction was observed for SD-COP ( $F(1, 466.50) = 14.54, p < 0.001$ ; Figure 8.4). Post hoc comparisons revealed that SD-COP was significantly lower in the locked compared to the unlocked state under No-vBF ( $p = 0.001, d = -0.41$ ), whereas higher SD-COP in the Locked state ( $p = 0.032, d = 0.28$ ) was observed with vBF. Additionally, vBF significantly reduced SD-COP in the unlocked state ( $p < 0.001, d = 0.91$ ).

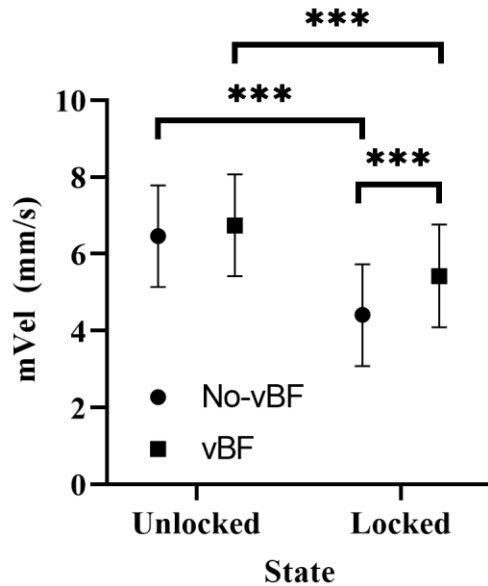


**Figure 8.4.** Marginal means ( $\pm$  95% CI) of the COP standard deviation (SD-COP) for the Immobilization x vBF interaction (\*  $p < 0.05$ , \*\*  $p < 0.01$ , \*\*\*  $p < 0.001$ ). Circles indicate without vBF, squares with vBF.

*mVel*

A significant *State x Feedback* interaction was found for mVel ( $F(1, 463.23) = 4.53, p = 0.034$ ; Figure 8.5). Post hoc analyses showed that mVel was significantly lower in the Locked state compared to the Unlocked state, both under No-vBF ( $p < 0.001, d = -1.10$ ) and vBF ( $p < 0.001, d$

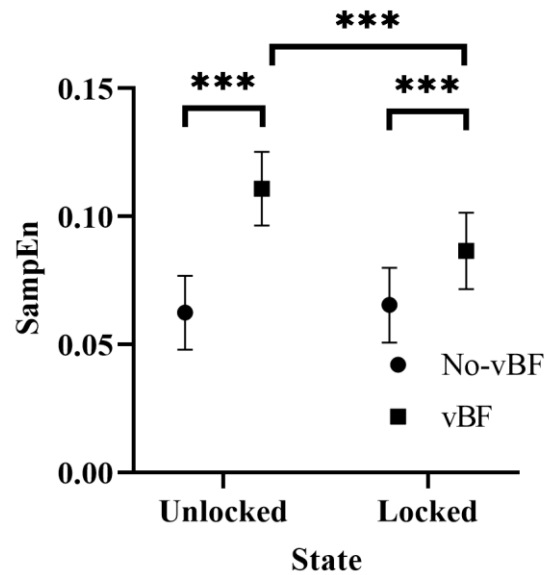
= -0.71). Additionally, in the Locked state, mVel was significantly lower under No-vBF than vBF ( $p < 0.001$ ,  $d = -0.54$ ).



**Figure 8.5.** Marginal means ( $\pm$  95% CI) of the COP mean velocity (mVel) for the Immobilization x vBF interaction (\*\*\*)  $p < 0.001$ ). Circles indicate without vBF, squares with vBF.

### *SampEn*

A significant *State x Feedback* interaction was observed for SampEn ( $F(1, 464.25) = 11.79$ ,  $p < 0.001$ ; Figure 8.6). Post hoc comparisons indicated that, in the vBF condition, SampEn was significantly lower in the locked state compared to the Unlocked state ( $p < 0.001$ ,  $d = -0.56$ ). vBF also had a significant effect; SampEn was higher under vBF than No-vBF in both the locked ( $p < 0.001$ ,  $d = -0.49$ ) and unlocked states ( $p < 0.001$ ,  $d = -1.12$ ).



**Figure 8.6.** Marginal means ( $\pm$  95% CI) of the COP sample entropy (SampEn) for the Immobilization  $\times$  vBF interaction (\*\*\*)  $p < 0.001$ ). Circles indicate without vBF, squares with vBF.

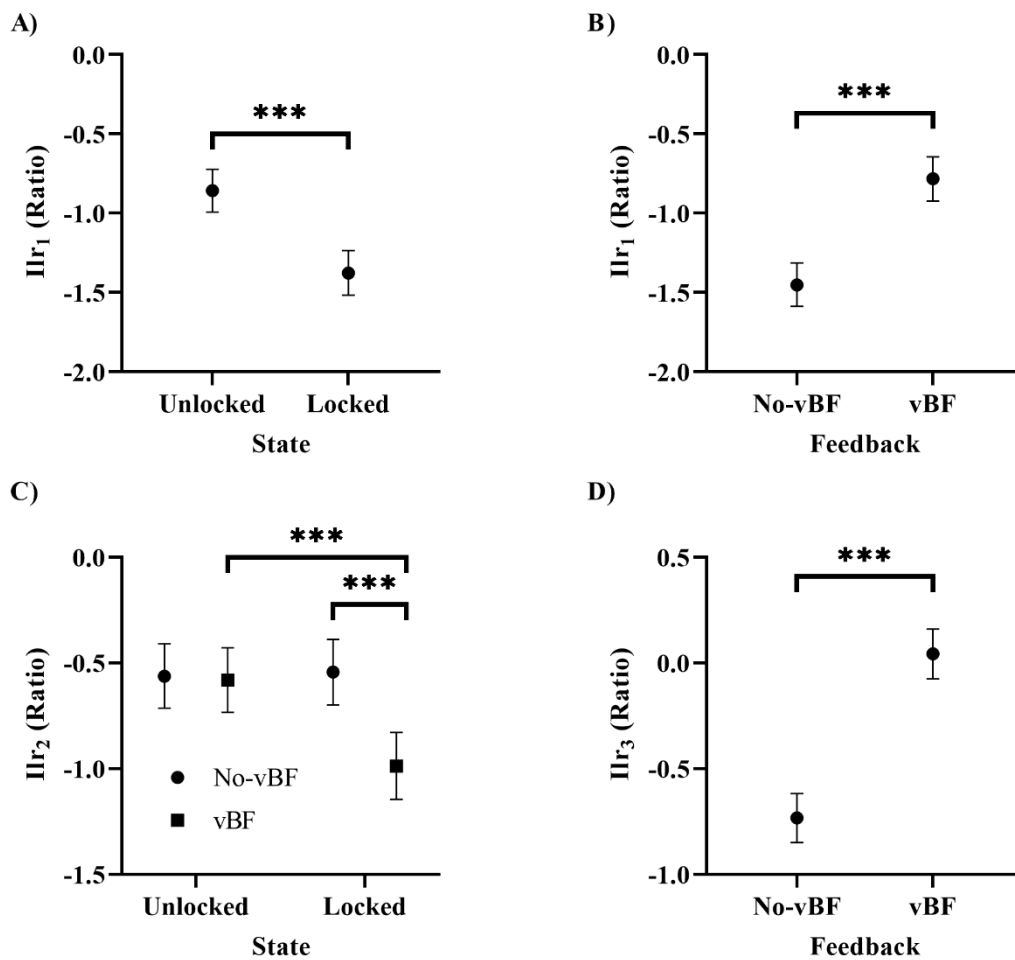
### *Ilr*

*Ilr*<sub>1</sub>: A main effect of *State* ( $F(1, 466.83) = 56.76, p < 0.001$ ; Figure 8.7A) and *Feedback* ( $F(1, 467.21) = 94.00, p < 0.001$ ; Figure 8.7B) was found. *Ilr*<sub>1</sub> values were significantly lower in the locked state compared to the unlocked state ( $p < 0.001, d = -0.69$ ), and in the No-vBF condition compared to vBF ( $p < 0.001, d = -0.89$ ). These results suggest that the Moderate and Low frequency bands had a greater relative contribution than the Very-Low and Ultra-Low frequency bands during the unlocked state and when visual feedback was available.

*Ilr*<sub>2</sub>: A significant *State*  $\times$  *Feedback* was found ( $F(1, 464.34) = 28.04, p < 0.001$ ; Figure 8.7C). Post hoc analyses revealed that *Ilr*<sub>2</sub> values were significantly lower in the locked state compared to the unlocked state under No-vBF ( $p < 0.001, d = -1.01$ ). *Ilr*<sub>2</sub> was also significantly lower in the vBF

condition compared to No-vBF during the locked state ( $p < 0.001$ ,  $d = -0.96$ ). Lower  $Ilr_2$  values reflect a greater relative contribution of the Low frequency band compared to the Moderate band.

$Ilr_3$ : A main effect of *Feedback* was found ( $F(1, 469.37) = 135.82$ ,  $p < 0.001$ ; Figure 8.7D).  $Ilr_3$  values were significantly higher in the vBF condition compared to No-vBF ( $p < 0.001$ ,  $d = -1.06$ ), indicating a greater relative contribution of the Very-Low frequency band over the Ultra-Low band when feedback was available.



**Figure 8.7.** Marginal means ( $\pm$  95% CI) of the COP isometric log-ratio transformations ( $Ilr$ ): A)  $Ilr_1$  main effect of Immobilization, B)  $Ilr_1$  main effect of vBF, C)  $Ilr_2$  Immobilization x vBF interaction, D)  $Ilr_3$  main effect of vBF (\*\*\*)  $p < 0.001$ ).

## Discussion

In this study, we revisited the effect of vBF on COP behaviour during COM immobilization, extending the work of Murnaghan et al. (2011) by using a belt-based immobilization, controlling for COP offset, and analyzing signal dynamics. While Murnaghan et al. (2011) reported that COP variability increased under plank-based immobilization and was further amplified by concurrent vBF, the present results showed a more nuanced effect.

As expected, belt-based immobilization (without feedback) reduced COP variability, likely due to the preserved degrees of freedom not available with a plank-based setup (Michaud, Pommier, et al., 2025). While this reduction may appear to contradict the initial exploratory hypothesis, the  $\approx 19.81\%$  decrease in COP variability contrasts sharply with the  $\approx 93.61\%$  decrease in COM variability. If COP displacement served solely to stabilize the COM, a reduction of similar magnitude would have been expected (Carpenter et al., 2010). Some have proposed that postural sway could be divided into both stabilizing and exploratory components (Riley et al., 1997; Zatsiorsky & Duarte, 2000). Accordingly, the slight reduction in COP variability may simply represent the suppression of the stabilizing component, leaving behind a COP signal that may reflect exploratory or other non-stabilizing processes specific to the postural state. However, whether this persistent COP activity represents an increase, a decrease, or a preservation of non-stabilizing components relative to the baseline is difficult to determine, as such components cannot be isolated prior to immobilization. From an ecological perspective, this persistent COP motion may help the CNS maintain access to sensory information relevant to the current postural state (Carpenter et al., 2010). By contrast, an increase in COP variability ( $\approx 24.48\%$ ) was observed during immobilization with vBF. However, this increase should not be interpreted as reflecting a different effect of this immobilization, as the interpretation depends on the baseline sway. In the vBF condition, the stabilizing and exploratory components may have already been attenuated by

the feedback, resulting in smaller baseline COP variability (Bechly et al., 2013; Dozza et al., 2005). The subsequent increase in variability during COM immobilization may therefore reflect a natural adjustment toward a desired level of non-stabilizing or exploratory motion that is desired under the locked state.

Importantly, COP variability during immobilization did not significantly differ between the two feedback conditions, suggesting that either vBF had limited influence once the COM was immobilized, the desired level of non-stabilizing COP activity was similar across conditions, or both. This convergence toward a similar persistent level aligns with previous studies reporting no effect of visual input during immobilization (Carpenter et al., 2010; Michaud, Pommier, et al., 2025; Michaud, Rosa, et al., 2025). Taken together, these findings suggest that the CNS may regulate COP toward a specific persistent level determined by the current postural configuration, rather than by the variability observed in the unlocked state. As such, the same non-stabilizing COP requirement may lead to either a decrease or an increase in variability, depending on the initial level of stabilizing and non-stabilizing components.

While vBF during COM immobilization appears to have had a limited effect on COP variability, it influenced the COP dynamic. As in the unlocked state, vBF increased signal irregularity in the locked state. Some authors have proposed that such changes in regularity might indicate a more automatic and efficient postural control (Kręcis & Kuczyński, 2018; Lakhani & Mansfield, 2015; Michaud et al., 2024; Wulf, 2013). At the same time, increased COP complexity has also been associated with exploratory behaviour and may support the perception of affordances (Doyon et al., 2019; Hajnal et al., 2022). Although our results show greater COP complexity during vBF in the locked state compared to No-vBF, it remains unclear whether this change reflects enhanced exploratory activity, increased automaticity, or a combination of both. Indeed, previous

studies have suggested that COP behaviour during COM immobilization may itself be automatic (Michaud et al., 2023; Murnaghan et al., 2014), raising the possibility that vBF enhanced exploratory behaviour through automatic control mechanisms. Conversely, some authors also suggest that vBF can be implicitly processed by the CNS (Goodworth et al., 2020; Michaud, Desjardins, et al., 2025), implying that the observed increase in complexity may also reflect unconscious sensorimotor integration or visual noise rather than an increase in automaticity. Interestingly,  $Ilr_2$  results also suggest a shift from the moderate to the low frequency band when participants were exposed to vBF. Although this decrease could reflect reduced complexity, it may simply be masked by the concurrent shift toward higher frequency components observed for  $Ilr_1$  and  $Ilr_3$ . Nevertheless, the overall  $Ilr$  pattern further supports the notion that complexity increased even when the COM was immobilized.

Murnaghan et al. (2011) reported a 286% increase in COP variability with vBF during COM immobilization, compared to 94% without feedback. These values are considerably higher than those observed in our study. This discrepancy likely stems from methodological differences. First, their plank-based apparatus may have produced smaller baseline sway due to increased inertia (Carpenter et al., 2010), thereby amplifying the relative effect of immobilization. Second, the rigid and non-ecological locked state enforced by the plank system may have elicited compensatory reactions, potentially contributing to increased COP variability (Michaud, Pommier, et al., 2025). Third, their locking reference was based on the mean COP from over a minute earlier, using a wider tolerance ( $\pm 2$  SD), whereas our protocol used the mean of the 20 seconds immediately preceding the immobilization with a narrower threshold ( $\pm 1$  SD). Since the COP naturally migrates over time (Duarte & Zatsiorsky, 2000), relying on an older reference may have forced participants to align with a position that no longer reflected their spontaneous posture.

Combined with the fact that COP offset at the time of locking was not controlled, their protocol could have introduced torque feedback loops that were especially amplified under vBF, leading to larger postural drifts (Missen et al., 2023). While our results also revealed slow COP drifts during immobilization, we found no significant linear, quadratic, or non-linear relationship between COP offset and variability. This suggests that the observed changes likely reflect other mechanisms.

The main limitation of this study is that COM and COP motion were assessed only in the AP direction. Since the belt system does not fully restrict multi-segmental movements, future studies should investigate how vBF influences segmental adjustments during belt-based immobilization. Another limitation concerns the trial structure: trials were shorter than in previous studies, and the locked and unlocked conditions were tested in separate trials. This design choice, while intended to reduce fatigue and cognitive load, prevents within-trial comparisons of pre- and post-immobilization behaviour.

## **Conclusion**

In conclusion, our findings are consistent with the view that postural sway is not solely dedicated to stability control, and that a minimal amount of COP motion appears to be an intrinsic feature of the postural system. During COM immobilization, persistent COP motion was observed even when stabilization demands were artificially reduced, and visual feedback was provided. While these results may indicate exploratory sway, the exact nature of this persistent movement remains to be clarified. Future studies should aim to dissociate stability- and exploration-related sway without relying on immobilization. Clarifying this dual component of sway could help refine balance training protocols, rehabilitation approaches, and the development of assistive technologies.

## **Acknowledgement**

The author **Lucas Michaud** received funding from the Natural Sciences and Engineering Research Council of Canada (NSERC) through the NSERC Postgraduate Scholarships – Doctoral (PGS D).

The authors declare that there is no conflict of interest.

## References

- Alenazi, A. (2021). A review of compositional data analysis and recent advances. *Communications in Statistics - Theory and Methods*, 52(16), 5535–5567. <https://doi.org/10.1080/03610926.2021.2014890>
- 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 and Posture*, 37(3), 391–396. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2012.08.007>
- 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>
- Collins, J. J., & De Luca, C. J. (1994). Random Walking during Quiet Standing. *Physical Review Letters*, 73(5), 764–765.
- Creath, R., Kiemel, T., Horak, F., & Jeka, J. J. (2008). The role of vestibular and somatosensory systems in intersegmental control of upright stance. *Journal of Vestibular Research : Equilibrium & Orientation*, 18(1), 39–49. <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3624763/pdf/nihms412728.pdf>
- Deffeyes, J. E., Harbourne, R. T., Dejong, S. L., Kyvelidou, A., Stuberg, W. A., & Stergiou, N. (2009). Use of information entropy measures of sitting postural sway to quantify developmental delay in infants. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 6(1), 1–13. <https://doi.org/10.1186/1743-0003-6-34>
- Douma, J. C., & Weedon, J. T. (2019). Analysing continuous proportions in ecology and evolution: A practical introduction to beta and Dirichlet regression. *Methods in Ecology and Evolution*, 10(9), 1412–1430. <https://doi.org/10.1111/2041-210X.13234>
- Doyon, J. K., Hajnal, A., Surber, T., Clark, J. D., & Kelty-Stephen, D. G. (2019). Multifractality

- of posture modulates multisensory perception of stand-on-ability. In *PLoS ONE* (Vol. 14, Issue 2). <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0212220>
- 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. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 2(1), 13. <https://doi.org/10.1186/1743-0003-2-13>
- Duarte, M., & Zatsiorsky, V. M. (2000). On the fractal properties of natural human standing. *Neuroscience Letters*, 283(3), 173–176. [https://doi.org/10.1016/S0304-3940\(00\)00960-5](https://doi.org/10.1016/S0304-3940(00)00960-5)
- Egozcue, J. J., Pawlowsky-Glahn, V., Mateu-Figueras, G., & Barceló-Vidal, C. (2003). Isometric Logratio Transformations for Compositional Data Analysis. *Mathematical Geology*, 35(3), 279–300. <https://doi.org/10.1023/A:1023818214614>
- Fabre, M., Antoine, M., Robitaille, M. G., Ribot-Ciscar, E., Ackerley, R., Aimonetti, J.-M., Chavet, P., Blouin, J., Simoneau, M., & Mouchnino, L. (2021). Large Postural Sways Prevent Foot Tactile Information From Fading: Neurophysiological Evidence. *Cerebral Cortex Communications*, 2(1), 1–10. <https://doi.org/10.1093/texcom/tgaa094>
- Filzmoser, P., Hron, K., & Reimann, C. (2009). Univariate statistical analysis of environmental (compositional) data: Problems and possibilities. *Science of the Total Environment*, 407(23), 6100–6108. <https://doi.org/10.1016/j.scitotenv.2009.08.008>
- Gandevia, S. C., Butler, J. E., Hodges, P. W., & Taylor, J. L. (2002). Balancing acts: Respiratory sensations, motor control and human posture. *Clinical and Experimental Pharmacology and Physiology*, 29(1–2), 118–121. <https://doi.org/10.1046/j.1440-1681.2002.03611.x>
- Goodworth, A., Kratzer, A., & Saavedra, S. (2020). Influence of visual biofeedback and inherent stability on trunk postural control. *Gait and Posture*, 80(July), 308–314. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2020.06.011>
- Hajnal, A., Surber, T., Overstreet, T., Masoner, H., Dowell, C., Funkhouser, A., Shelley-Tremblay, J., & Samu, K. (2022). Complex Postural Sway is Related to Perception of Stand-on-Ability. *Ecological Psychology*, 34(1–2), 1–18. <https://doi.org/10.1080/10407413.2022.2035225>
- Hay, J. G., & Reid, J. G. (1982). *Anatomy, mechanics, and human motion* (second). Prentice Hall.

- Jehu, D. A., Thibault, J., & Lajoie, Y. (2016). Magnifying the Scale of Visual Biofeedback Improves Posture. *Applied Psychophysiology Biofeedback*, *41*(2), 151–155.  
<https://doi.org/10.1007/s10484-015-9324-7>
- Kręcisz, K., & Kuczyński, M. (2018). Attentional demands associated with augmented visual feedback during quiet standing. *PeerJ*, *6*(6), e5101. <https://doi.org/10.7717/peerj.5101>
- Kuznetsova, A. (2017). *lmerTest Package : Tests in Linear Mixed Effects Models*. *82*(13).  
<https://doi.org/10.18637/jss.v082.i13>
- Lakens, D., & Caldwell, A. R. (2021). Simulation-Based Power Analysis for Factorial Analysis of Variance Designs. *Advances in Methods and Practices in Psychological Science*, *4*(1), 1–14. <https://doi.org/10.1177/2515245920951503>
- Lakhani, B., & Mansfield, A. (2015). Visual feedback of the centre of gravity to optimize standing balance. *Gait and Posture*, *41*(2), 499–503.  
<https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2014.12.003>
- Lenth, R. V. (2017). emmeans: Estimated Marginal Means, aka Least-Squares Means. In *CRAN: Contributed Packages* (Vol. 34, Issue 4, pp. 216–221).  
<https://doi.org/10.32614/CRAN.package.emmeans>
- Loram, I. D., Gollee, H., Lakie, M., & Gawthrop, P. J. (2011). Human control of an inverted pendulum: Is continuous control necessary? Is intermittent control effective? Is intermittent control physiological? *Journal of Physiology*, *589*(2), 307–324.  
<https://doi.org/10.1113/jphysiol.2010.194712>
- Mbourou, G. A., Lajoie, Y., & Teasdale, N. (2003). Step length variability at gait initiation in elderly fallers and non-fallers, and young adults. *Gerontology*, *49*(1), 21–26.  
<https://doi.org/10.1159/000066506>
- Michaud, L., Desjardins, D., Perreault, A., Mayer, A. S., Sauvé, M. O., Desjardins, R., & Lajoie, Y. (2025). Visual Biofeedback and Postural Control: Exploring Potential Implicit Visual Integration. *Journal of Motor Behavior*, In Press.  
<https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2025.109980>
- Michaud, L., Lafleur, D., & Lajoie, Y. (2023). Effect of Center of Mass Immobilization on Center of Pressure Displacement in Single and Dual-Task. *Journal of Motor Behavior*,

55(6), 539–549. <https://doi.org/10.1080/00222895.2021.1896468>

Michaud, L., Laniel, F., & Lajoie, Y. (2024). Increasing Visual Biofeedback Scale Changes Postural Control Complexity. *Applied Psychophysiology Biofeedback*, 1–9. <https://doi.org/10.1007/s10484-023-09619-w>

Michaud, L., Pommier, L., Grondin, V., Giddings, S., Paquet, B., & Lajoie, Y. (2025). Immobilizing the Center of Mass through Multi-Segment versus Localized Restraints: Its Impact on the Center of Pressure Behaviour. *Manuscript Submitted in Motor Control*.

Michaud, L., Richer, N., & Lajoie, Y. (2020). Number of Trials Needed to Assess Postural Control of Young Adults in Single and Dual-Task. *Journal of Motor Behavior*, 53(1), 30–39. <https://doi.org/10.1080/00222895.2020.1723479>

Michaud, L., Rosa, C., Turgeon, L., Babineau, S., Boudreau, B., & Lajoie, Y. (2025). Effect of full-body immobilization on center of pressure complexity in open- and closed-eyes conditions. *Gait & Posture*, In Press.

Missen, K. J., Asslander, L., Babichuk, A., Chua, R., Inglis, J. T., & Carpenter, M. G. (2023). The role of torque feedback in standing balance. *Journal of Neurophysiology*, 130(3), 585–595. <https://doi.org/10.1152/jn.00046.2023>

Murnaghan, C. D., Horslen, B. C., Inglis, J. T., & Carpenter, M. G. (2011). Exploratory behavior during stance persists with visual feedback. *Neuroscience*, 195, 54–59. <https://doi.org/10.1016/j.neuroscience.2011.08.020>

Murnaghan, C. D., Squair, J. W., Chua, R., Inglis, J. T., & Carpenter, M. G. (2013). Are increases in COP variability observed when participants are provided explicit verbal cues prior to COM stabilization? *Gait and Posture*, 38(4), 734–738. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2013.03.012>

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

Peterka, R. J. (2002). Sensorimotor integration in human postural control. *Journal of Neurophysiology*, 88(3), 1097–1118. <https://doi.org/10.1152/jn.00605.2001>

- Quek, J., Brauer, S. G., Clark, R., & Treleaven, J. (2014). New insights into neck-pain-related postural control using measures of signal frequency and complexity in older adults. *Gait and Posture*, *39*(4), 1069–1073. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2014.01.009>
- Quek, J., Treleaven, J., Clark, R. A., & Brauer, S. G. (2018). An exploratory study examining factors underpinning postural instability in older adults with idiopathic neck pain. *Gait & Posture*, *60*(February), 93–98. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2017.11.016>
- Riccio, G. E. (1993). Information in movement variability: About the qualitative dynamics of posture and orientation. In K. M. Newell & D. M. Corcos (Eds.), *Variability and motor control* (pp. 317–357). Human Kinetics.
- Richman, J. S., & Moorman, J. R. (2000). Physiological time-series analysis using approximate entropy and sample entropy. *American Journal of Physiology-Heart and Circulatory Physiology*, *278*(6), H2039–H2049. <https://doi.org/10.1152/ajpheart.2000.278.6.H2039>
- Riley, M. A., Mitra, S., Stoffregen, T. A., & Turvey, M. T. (1997). Influences of Body Lean and Vision on Unperturbed Postural Sway. *Motor Control*, *1*, 229–246. <https://doi.org/10.1123/mcj.1.3.229>
- Roerdink, M., Hlavackova, P., & Vuillerme, N. (2011). Center-of-pressure regularity as a marker for attentional investment in postural control: A comparison between sitting and standing postures. *Human Movement Science*, *30*(2), 203–212. <https://doi.org/10.1016/j.humov.2010.04.005>
- Rosen, P. Von. (2023). Analysing time-use composition as dependent variables in physical activity and sedentary behaviour research: different compositional data analysis approaches. *Journal of Activity, Sedentary and Sleep Behaviors*, *2*, 23. <https://doi.org/10.1186/s44167-023-00033-5>
- Sabatini, A. M. (2000). Analysis of postural sway using entropy measures of signal complexity. *Medical and Biological Engineering and Computing*, *38*(6), 617–624. <https://doi.org/10.1007/BF02344866>
- Sasagawa, S., Ushiyama, J., Kouzaki, M., & Kanehisa, H. (2009). Effect of the hip motion on the body kinematics in the sagittal plane during human quiet standing. *Neuroscience Letters*, *450*(1), 27–31. <https://doi.org/10.1016/j.neulet.2008.11.027>

- Sifuzzaman, M., Islam, M. R., & Ali, M. Z. (2009). Application of Wavelet Transform and its Advantages Compared to Fourier Transform. *Journal of Physical Sciences*, *13*(1), 121–134.
- Stergiou, N., Harbourne, R. T., & Cavanaugh, J. T. (2006). Optimal Movement Variability: A New Theoretical Perspective for Neurologic Physical Therapy. *Journal Articles*, *69*(3), 120–129. <https://doi.org/10.1097/01.NPT.0000281949.48193.d9>
- Van Der Kooij, H., & De Vlugt, E. (2007). Postural responses evoked by platform perturbations are dominated by continuous feedback. *Journal of Neurophysiology*, *98*(2), 730–743. <https://doi.org/10.1152/jn.00457.2006>
- Wood, S. N. (2017). Generalized additive models: An introduction with R, second edition. In *Generalized Additive Models: An Introduction with R, Second Edition*. <https://doi.org/10.1201/9781315370279>
- Wulf, G. (2013). Attentional focus and motor learning: A review of 15 years. *International Review of Sport and Exercise Psychology*, *6*(1), 77–104. <https://doi.org/10.1080/1750984X.2012.723728>
- Zatsiorsky, V. M., & Duarte, M. (1999). Instant Equilibrium Point and Its Migration in Standing Tasks: Rambling and Trembling Components of the Stabilogram. *Motor Control*, *3*(1), 28–38. <https://doi.org/10.1123/mcj.3.1.28>
- Zatsiorsky, V. M., & Duarte, M. (2000). Rambling and Trembling in Quiet Standing. *Motor Control*, *4*, 185–200. <https://doi.org/10.1123/mcj.4.2.185>

## **Chapitre 9 : Discussion générale**

Au cours des dernières décennies, l'étude du contrôle postural a suscité un intérêt considérable (Samuel, 2015). Pourtant, la conceptualisation de l'oscillation posturale demeure largement centrée sur une logique de stabilisation. L'objectif général de cette thèse était d'examiner dans quelle mesure les changements du mouvement du CdP lors de l'immobilisation du CdM peuvent refléter un comportement exploratoire ou, au contraire, résulter de biais expérimentaux. Bien qu'en position debout le corps humain soit continuellement soumis aux perturbations gravitationnelles (Duarte & Freitas, 2010), les résultats présentés ici suggèrent que d'autres fonctions, possiblement indépendantes de la stabilisation, devraient aussi être considérées. Le mouvement du CdP demeure même en l'absence d'un besoin de stabilisation, suggérant l'existence d'une composante indépendante du contrôle du CdM, non explicable par le bruit moteur (Loram et al., 2011), les délais dans les boucles de rétroaction (Peterka, 2002) ou une performance posturale déficiente (Paillard & Noé, 2015). L'exploration de l'environnement postural constitue une interprétation plausible et cohérente de cette composante, bien qu'elle ne soit probablement pas la seule explication.

### **9.1 Résumé des études**

#### *9.1.1 Étude 1*

La première étude de cette thèse (Michaud, Rosa, et al., 2025 - Chapitre 4) a montré que les modifications au protocole d'immobilisation utilisé précédemment (Carpenter et al., 2010; Michaud et al., 2023; Murnaghan et al., 2011, 2013, 2014) entraînaient tout de même des changements dans le comportement du CdP. Comme prévu, l'immobilisation du CdM a induit une augmentation du mouvement du CdP, ainsi qu'une diminution de la fréquence et de la complexité du signal. Toutefois, contrairement aux hypothèses, le retrait de l'information visuelle en condition

yeux fermés n'a pas entraîné de différence significative. Ce point est abordé ultérieurement dans la discussion.

### 9.1.2 Étude 2

La deuxième étude (Michaud, Pommier, et al., 2025 - Chapitre 5) visait à examiner l'effet du type d'immobilisation sur le mouvement du CdP, en comparant une immobilisation traditionnelle par planche à une immobilisation plus écologique utilisant une ceinture au niveau du CdM. Les résultats ont montré que l'effet de l'immobilisation dépendait du dispositif utilisé. Contrairement à notre hypothèse, l'utilisation de la ceinture a entraîné une diminution de la variabilité du CdP et une plus grande irrégularité du signal, tandis que les fréquences étaient plus élevées qu'avec la planche, suggérant une dynamique distincte. Un second objectif était d'évaluer le rôle du système visuel, en supposant que la possibilité de mouvements corporels (avec la ceinture) pourrait impliquer différemment la vision par l'intermédiaire du flux optique. Or, les résultats n'ont révélé aucune tendance claire concernant l'effet de la condition visuelle, contrairement à notre hypothèse.

### 9.1.3 Étude 3, 4 et 5

Les trois dernières études de cette thèse forment un ensemble. Dans un premier temps, l'effet d'une rétroaction visuelle a été examiné en situation normale, puis, à la lumière de ces résultats, appliqué dans un contexte d'immobilisation.

La troisième étude (Michaud et al., 2024 - Chapitre 6) avait pour objectif principal de vérifier l'effet d'une rétroaction visuelle et de sa magnitude sur la complexité de l'oscillation posturale. Comme attendu, la rétroaction visuelle réduisait l'oscillation et favorisait un contrôle plus complexe, avec un plateau d'effet observé au-delà d'un gain de 1:5.

La quatrième étude (Michaud, Desjardins, et al., 2025 - Chapitre 7) visait à appliquer le concept de rétroaction visuelle erronée présenté par Goodworth et al. (2020) à l'oscillation posturale en station debout. Conformément à l'hypothèse, une rétroaction fidèle avait généralement un effet stabilisateur, alors qu'une rétroaction erronée tendait à déstabiliser. Toutefois, contrairement aux observations de Goodworth et al. (2020), la comparaison entre les deux types de rétroaction a été compliquée par une hétérogénéité entre les participants. Certains ont reconnu l'origine du signal, d'autres non. Le moment exact de cette prise de conscience variait aussi, rendant l'interprétation plus difficile.

La cinquième étude (Michaud, Lussier, et al., 2025 - Chapitre 8) devait initialement combiner la rétroaction visuelle erronée à l'immobilisation du CdM afin d'examiner si l'immobilisation pouvait modifier l'intégration de l'information visuelle, à l'image des changements d'affordances observés lors de restrictions motrices (Hajnal et al., 2016). Cependant, en raison des limites méthodologiques évoquées, le protocole a été ajusté pour n'inclure qu'une rétroaction fidèle, appliquée avec un système d'immobilisation par ceinture. L'étude était alors de vérifier si le mouvement du CdP observé lors de l'immobilisation du CdM correspond à une simple erreur motrice pouvant être corrigée par rétroaction. Contrairement aux hypothèses, la combinaison de l'ajout de la rétroaction visuelle à l'immobilisation du CdM a mené à une augmentation de la variabilité et de la complexité du CdP. Ces résultats suggèrent qu'une partie du mouvement du CdP ne peut être réduite lors de l'immobilisation, même si la rétroaction visuelle s'avère efficace en situation non-immobilisée.

## **9.2 Modification, critique et considération du paradigme d'immobilisation**

Le paradigme d'immobilisation consiste à manipuler l'état postural d'un participant afin d'observer un effet spécifique qui dépend de cette manipulation. La procédure expérimentale doit

donc être optimisée de manière à limiter les explications alternatives. En réponse à certaines d'ambiguïtés, les protocoles d'immobilisation utilisés dans la présente thèse ont été ajustés à partir de ceux proposés dans des études précédentes (Carpenter et al., 2010; Michaud et al., 2023; Murnaghan et al., 2011, 2013, 2014). Ces modifications, bien qu'essentielles, ne semblent toutefois pas avoir altéré les résultats.

### *9.2.1 Nombre d'essais*

Le paradigme d'immobilisation utilisé dans les études antérieures (Carpenter et al., 2010; Murnaghan et al., 2011, 2013, 2014) consistait à effectuer un seul essai par condition. Le raisonnement derrière ce choix demeure toutefois inconnu. Pourtant, un essai est normalement insuffisant pour obtenir des résultats fiables et représentatifs (Michaud et al., 2020; Ruhe et al., 2010). Un test de coefficient de corrélation intraclasse ( $CCI_{2k}$ ) réalisé au chapitre 4 a révélé que la fiabilité obtenue après quatre essais variait de faible à bonne selon les variables. Certaines variables, comme la SampEn et l'Ilr3 en condition immobilisée avec les yeux fermés, affichaient une fiabilité particulièrement faible. Par ailleurs, l'erreur standard de mesure (SEM) (Annexe 1) demeurait notable pour plusieurs variables, suggérant une variabilité intra-individuelle non négligeable, même dans les conditions où le CCI était acceptable. Ce constat est en accord avec les résultats d'études antérieures ayant montré que le comportement du CdP lors de l'immobilisation du CdM varie non seulement d'un participant à l'autre (Carpenter et al., 2010; Michaud et al., 2023; Murnaghan et al., 2011, 2013, 2014), mais également au sein d'un même participant (Michaud et al., 2023)

Bien que les valeurs de CCI puissent être influencées par plusieurs facteurs (Ruhe et al., 2010; Weir, 2005), le protocole utilisé au chapitre 4 était similaire à ceux des études précédentes, à l'exception de la durée des essais. Puisque l'ajout d'essais tend à augmenter la fiabilité des

mesures (Michaud et al., 2020), ces résultats soulignent que les études basées sur un seul essai (Carpenter et al., 2010; Murnaghan et al., 2011, 2013, 2014) pourraient manquer de fiabilité.

Il pourrait être avancé que l'utilisation de quatre essais par condition (pour un total de huit essais) présente un risque accru de fatigue. Cet aspect mérite effectivement d'être considéré, particulièrement en raison de l'appareillage avec planche qui peut entraîner une fatigue posturale. Un protocole similaire avait été utilisé par Michaud et al. (2023), qui avaient toutefois retiré un cinquième essai après que des participants aient rapporté de la fatigue. Dans la présente étude, des périodes de repos obligatoires ont été introduites afin de limiter ce risque. Des analyses supplémentaires ont par ailleurs été menées, et celles-ci suggèrent que l'effet des essais répétés sur les résultats observés est limité (Annexe 2).

### 9.2.2 *Déroulement des essais*

Les articles présentés aux chapitres 4 et 5 adoptent un déroulement similaire à ceux d'études antérieures (Carpenter et al., 2010; Michaud et al., 2023; Murnaghan et al., 2011, 2013, 2014), où, à l'intérieur d'un même essai, une phase non-immobilisée précède une phase immobilisée. Cette approche permet de visualiser clairement la transition entre les périodes pré- et post-immobilisation, mais elle implique également des essais relativement longs (plus de deux minutes). Cette durée limite la possibilité d'intégrer plusieurs conditions ou essais. Bien que les expériences des chapitres 4 et 5 aient réduit la durée des essais en diminuant la période de stabilisation du CdP, en incluant le calcul de la position moyenne du CdP dans la phase non immobilisée, et en supprimant la période tampon entre les deux phases, les essais demeuraient d'une durée non négligeable.

Pour l'expérience présentée au chapitre 8, les phases immobilisées et non-immobilisées ont été séparées dans des essais distincts. Certes, cette approche ne permet pas une comparaison

directe entre les périodes pré- et post-immobilisation, mais rien n'indique qu'une telle comparaison soit indispensable dans la mesure où l'effet de l'immobilisation devrait être distinct de l'état initial, à condition que l'immobilisation ne se fasse pas dans une position instable ou anormale. Cette approche s'est également avérée nécessaire pour limiter la fatigue psychologique potentiellement associée à la rétroaction visuelle, un aspect soulevé par certains participants lors d'essais pilotes.

Les essais, bien que plus courts, incluaient tout de même une période de stabilisation permettant d'éviter de mesurer des périodes transitoires qui peuvent apparaître pendant 15 à 20 secondes après le début d'un essai (Carroll & Freedman, 1993 ; Reed et al., 2020). La durée des essais était équivalente entre les conditions avec et sans immobilisation, rendant ainsi les essais comparables. Des résultats similaires à ceux observés dans l'expérience du chapitre 3 ont été obtenus, ce qui suggère que cette méthode à essais raccourcis constitue une alternative efficace.

### *9.2.3 Sélection du moment pour immobiliser le centre de masse*

Traditionnellement, l'immobilisation du CdM était déclenchée lorsque les participants se trouvaient dans un état stable, défini par la présence du CdP à l'intérieur d'une zone cible (ex.  $\pm 2$  ÉT autour de la position moyenne lors de la phase pré-immobilisée). Cependant, les études de Carpenter et al. (2010) et de Murnaghan et al. (2011, 2013, 2014) ont utilisé une zone cible calculée à partir de données recueillies plus d'une minute avant l'immobilisation. Or, certaines recherches sur la dynamique du CdP en station debout suggèrent que le point d'équilibre représenté par le CdP migre lentement au fil du temps (Duarte & Zatsiorsky, 2000, 2002; Zatsiorsky & Duarte, 1999). Ainsi, une zone cible établie trop tôt pourrait ne pas refléter l'état d'équilibre réel au moment de l'immobilisation si elle ne tient pas compte de cette migration naturelle.

Les expériences présentées aux chapitres 4, 5 et 8 ont utilisé une zone définie à partir de la position moyenne du CdP durant les secondes immédiatement précédant l'immobilisation, afin de

mieux correspondre à cette dynamique naturelle. Ce choix est d'autant plus pertinent considérant que l'immobilisation d'un corps désaligné pourrait induire une rétroaction positive de couple (*positive torque feedback*) (Missen et al., 2023).

Par ailleurs, dans les études antérieures (Carpenter et al., 2010; Michaud et al., 2023; Murnaghan et al., 2011, 2013, 2014), ainsi qu'aux chapitres 4 et 5 de cette thèse, l'immobilisation était déclenchée dès que le CdP entrait dans la zone cible prédéfinie. Cette méthode ne tenait toutefois pas compte des passages momentanés du CdP dans cette zone sans qu'une stabilisation réelle ait eu lieu. Pour remédier à ce problème, l'expérience du chapitre 8 a introduit une condition plus stricte, imposant au CdP de rester dans une zone cible plus restreinte ( $\pm 1$  ÉT) pendant deux secondes consécutives.

### **9.3 Considérations alternatives**

Bien que le comportement du CdP observé lors de l'immobilisation du CdM ait souvent été interprété comme une manifestation d'exploration posturale, la nouveauté relative de ce paradigme justifie l'examen d'autres pistes explicatives. Les études antérieures ont écarté plusieurs hypothèses, suggérant que ce comportement n'est probablement pas attribuable à des fluctuations musculaires incontrôlées (Carpenter et al., 2010), à une dérive motrice (Carpenter et al., 2010; Murnaghan et al., 2011), à une illusion sensorielle (Carpenter et al., 2010; Murnaghan et al., 2011), ou à une recalibration du modèle interne (Murnaghan et al., 2013). D'autres travaux ont proposé que ce comportement pourrait être d'origine automatique (Michaud et al., 2023), ou du moins qu'il n'était pas activement modulé par le cortex moteur (Murnaghan et al., 2014). Une étude récente suggère toutefois que l'augmentation de la variabilité du CdP observée lors de l'immobilisation du CdM pourrait être attribuable à une rétroaction positive de couple (Missen et al., 2023). Cette interprétation demeure néanmoins sujette à certaines critiques méthodologiques. Trois éléments

explicatifs supplémentaires ont été examinés dans la présente thèse (la flexibilité des chevilles, l'hypothèse d'une rétroaction positive de couple et des analyses à l'aide de modèles mixtes), mais aucun ne semble suffisant pour expliquer les phénomènes observés.

### 9.3.1 Flexibilité des chevilles

L'effet variable observé entre les participants pourrait s'expliquer par une différence de flexibilité au niveau des chevilles. Il a en effet été suggéré qu'une plus grande flexibilité articulaire pourrait favoriser un contrôle postural plus stable (Boisgontier et al., 2017). Toutefois, comme le montre l'analyse présentée à l'annexe 5, il est peu probable que la flexibilité des chevilles rende compte des résultats actuels, encore moins en ce qui concerne la variabilité intra-individuelle.

### 9.3.2 Décalage au moment de l'immobilisation et rétroaction positive de couple

Les modèles du contrôle postural suggèrent que le SNC utilise une forme de rétroaction positive de couple (*positive torque feedback*) pour corriger les déviations corporelles (Peterka, 2003). Lorsqu'une erreur est perçue entre la position actuelle du corps et une position de référence, une correction est alors amorcée. Ce mouvement entraîne une augmentation du couple aux chevilles, activant les organes tendineux de Golgi et accroissant la pression plantaire. Le SNC interprète à tort ces changements que le déséquilibre s'aggrave, amplifiant ainsi la réponse posturale qui augmente encore plus le couple et la pression, résultant en une boucle sans fin. Ce mécanisme serait surtout associé aux basses fréquences, tandis que d'autres systèmes comme le vestibulaire contribueraient à une rétroaction négative (Prochazka et al., 1997a, 1997b). Lorsque le corps se rapproche de l'état cible, la tension diminue, réduisant graduellement cette rétroaction positive.

Cependant, si le corps est immobilisé dans une posture inclinée, sans atteindre son état de référence, cette rétroaction pourrait persister, accentuant une activité motrice inutile. Missen et al.

(2023) ont étudié cette idée à l'aide d'un paradigme d'immobilisation. Après avoir immobilisé le CdM, ils ont déplacé la plateforme de force vers l'arrière, induisant une dorsiflexion forcée et une sensation de chute vers l'avant. Ils ont observé que plus le déplacement de la plateforme était grand, plus le CdP dérivait, ce que les auteurs ont attribué à une rétroaction positive de couple. Les auteurs ont ainsi proposé que l'augmentation de la variabilité du CdP observée lors de l'immobilisation du CdM pourrait être due à un décalage initial entre la posture réelle et la posture cible comme seulement quelques degrés de flexion au niveau de la cheville suffisent pour percevoir un mouvement (Refshauge et al., 1995).

Toutefois, cette approche présente certaines limites. Le déplacement soudain de la plateforme crée une perturbation externe non anticipée, susceptible de provoquer une réponse posturale exagérée (Klous et al., 2011). Les expériences de la présente thèse immobilisent le corps dans un état stable et naturel, sans perturbation soudaine, en activant le système uniquement lorsque le CdP se maintient dans une zone cible prédéfinie. La comparaison avec les résultats de Missen et al. (2023) doit donc être interprétée avec prudence.

Pour limiter les effets potentiels d'une rétroaction positive de couple, certains proposent d'exclure les essais où le CdP est éloigné de la cible à plus de 3 ou 6 mm (Missen, 2024). Toutefois, les analyses présentées en annexe 3 indiquent que ce décalage n'a eu qu'un effet limité dans les expériences de cette thèse. Bien qu'une rétroaction positive de couple puisse survenir si le décalage est important, ce phénomène ne semble pas avoir influencé les résultats des chapitres 4, 5 et 8.

### *9.3.3 Modèles linéaires mixtes*

Tel que montré dans les chapitres 4 et 5 et discuté au sein d'autres études (Carpenter et al., 2010; Michaud et al., 2023; Murnaghan et al., 2011, 2013, 2014), l'effet de l'immobilisation n'est pas constant. Certains participants démontrent une augmentation de la variabilité du CdP alors que

d'autres, une diminution. Les précédentes études utilisant un paradigme d'immobilisation similaire ont utilisé des modèles statistiques qui agrègent les données en calculant la moyenne des essais pour chaque participant et condition (Carpenter et al., 2010; Michaud et al., 2023; Murnaghan et al., 2011, 2013, 2014). Cette approche peut cependant masquer la variabilité intra-individuelle. Pour pallier ce problème, des modèles linéaires mixtes ont été utilisés aux chapitres 5, 7 et 8.

Contrairement aux analyses classiques qui supposent que toutes les données sont indépendantes, les modèles mixtes tiennent compte du fait que certaines données sont liées entre elles, comme lorsque plusieurs essais sont réalisés par une même personne. Ces modèles permettent d'analyser chaque essai séparément tout en prenant en compte que les essais viennent d'un même participant (Fahrmeir et al., 2013; Magezi, 2015). Ainsi, l'ensemble des données disponibles est utilisé, sans devoir les résumer par des moyennes.

## **9.4 Origine de l'oscillation posturale**

Les résultats des différentes expériences d'immobilisation présentées dans cette thèse suggèrent que l'oscillation posturale ne reflète pas uniquement des mécanismes de stabilisation. Le mouvement persistant du CdP observé lors de l'immobilisation pourrait provenir d'une composante distincte, indépendante du contrôle du CdM. Cette hypothèse est soutenue par les résultats issus d'un dispositif d'immobilisation plus écologique (Chapitre 5) et de l'utilisation d'une rétroaction visuelle (Chapitre 8).

### *9.4.1 Effet du type d'immobilisation*

L'expérience présentée au chapitre 5 visait à comparer deux systèmes d'immobilisation du CdM : le système traditionnel avec planche qui restreint le corps en un seul segment au-dessus des chevilles, et une approche plus écologique utilisant une ceinture positionnée au niveau du CdM. Ces deux dispositifs présentent des différences fondamentales. La ceinture permet de conserver

une certaine coordination multisegmentaire, rendant la posture plus naturelle et potentiellement plus représentative des comportements posturaux spontanés (Gorjan et al., 2021). En revanche, le système à planche est nettement plus contraignant et non naturel.

Ce contraste soulève une question centrale : les comportements observés sous immobilisation traduisent-ils une réponse réelle à l'état de stabilité imposée, ou plutôt une réaction à l'artificialité du dispositif, notamment dans le cas de la planche? En ce sens, l'approche avec ceinture permet de mieux isoler les effets spécifiques de l'immobilisation, sans superposer ceux liés à l'inconfort ou à la rigidité excessive de l'appareillage. Bien que le corps conserve une certaine mobilité segmentaire avec la ceinture, l'immobilisation du CdM reste suffisante pour induire un état de stabilité artificiel, réduisant le recours aux stratégies de hanche et de cheville, là où se produit la majeure partie de l'oscillation (Fitzpatrick & McCloskey, 1994; Gorjan et al., 2021).

Les résultats du chapitre 5 révèlent des effets différents entre les deux systèmes d'immobilisation. Si les deux dispositifs réduisent efficacement le mouvement du CdM, leurs impacts sur le CdP divergent. Le système avec planche augmente la variabilité du CdP, alors que le système avec ceinture la réduit lors de l'immobilisation. En phase immobilisée, la variabilité du CdP est plus faible avec la ceinture qu'avec la planche. De plus, la complexité du signal augmente avec la ceinture, mais diminue avec la planche lors de l'immobilisation. Ces résultats suggèrent que l'immobilisation par ceinture favorise des ajustements plus dynamiques du CdP, reflétant potentiellement moins de dérives du CdP.

Il est important de noter que les effets observés avec la planche émergent pendant la phase immobilisée, ce qui indique que le comportement n'est pas uniquement induit par le dispositif lui-même, mais bien par l'interaction entre le dispositif et l'état d'immobilisation. Il est possible que,

lors de l'immobilisation avec une planche, le SNC cherche à rétablir une certaine relation intersegmentaire devenue impossible plutôt qu'à explorer (Promsri et al., 2020). Malgré les différences entre les deux types d'immobilisation, la variabilité du CdP pendant l'immobilisation avec la ceinture reste supérieure à la diminution du mouvement du CdM. Cela suggère la présence d'un mouvement persistant du CdP, reflétant possiblement un comportement indépendant de la simple stabilisation du CdM.

#### *9.4.2 Effet d'une rétroaction visuelle lors de l'immobilisation*

Comme démontré au chapitre 6, l'utilisation d'une rétroaction visuelle permet de réduire l'oscillation posturale tout en augmentant la complexité du signal. Toutefois, cet effet semble se modifier lorsque le CdM est immobilisé. Les résultats du chapitre 8 montrent qu'en présence d'une rétroaction visuelle, l'immobilisation du CdM entraîne une augmentation de la variabilité du CdP et une diminution de sa complexité, comparativement à une condition avec rétroaction visuelle sans immobilisation. Cela suggère que l'immobilisation limite l'efficacité d'une rétroaction visuelle. À l'inverse, en l'absence d'une rétroaction visuelle, l'immobilisation produit une diminution de la variabilité et de la complexité du CdP, telle que présentée au chapitre 5.

L'effet de l'immobilisation semble donc diverger selon la présence ou non d'une rétroaction visuelle; elle réduit la variabilité sans rétroaction visuelle, mais l'augmente avec une rétroaction visuelle (relatif à la phase non-immobilisée). Toutefois, il est essentiel de tenir compte des valeurs initiales. Avant l'immobilisation, la variabilité était déjà plus faible avec rétroaction visuelle. En phase immobilisée, cette variabilité converge vers un niveau similaire entre les deux conditions visuelles, comme si une variabilité minimale propre à l'état postural était atteinte. En revanche, l'effet de la rétroaction visuelle sur la complexité du CdP persiste. Le signal était plus complexe avec une rétroaction visuelle, même pendant l'immobilisation.

Plusieurs interprétations peuvent être envisagées. Certains suggèrent que la rétroaction visuelle favoriserait un focus externe de l'attention, induisant un contrôle plus automatique (Michaud et al., 2024). Le SNC tenterait alors de corriger activement la position du CdP selon l'information visuelle, mais serait contraint par l'immobilisation. Dans la continuité de l'hypothèse proposée par Missen et al. (2023), ce conflit pourrait déclencher une rétroaction positive de couple, notamment si la cible devient difficilement atteignable. Toutefois, cette boucle est généralement associée à des dynamiques lentes du CdP (Peterka, 2003), ce qui n'a pas été observé ici. De plus, les corrections attendues devraient être limitées, puisque l'immobilisation était déclenchée à proximité immédiate de la cible.

Les résultats du chapitre 7 suggèrent une possible utilisation implicite de l'information visuelle lors de conditions impliquant une rétroaction visuelle. Dans ce cas, l'augmentation de la variabilité pourrait simplement refléter un bruit amplifié par l'immobilisation. Une autre possibilité est que cette augmentation corresponde à un niveau de mouvement minimal du CdP, propre à l'état postural induit, plutôt qu'à la stabilisation du CdM. La rétroaction visuelle continuerait d'accroître la complexité du signal, mais sans pouvoir réduire davantage la variabilité, qui convergerait vers un seuil nécessaire à cet état (voir section suivante pour plus d'informations au sujet de l'hypothèse à composantes multiples).

Les résultats du chapitre 8 contrastent avec ceux de Murnaghan et al. (2011) qui rapportaient une forte augmentation de la variabilité du CdP lors de l'immobilisation avec rétroaction visuelle. Cette divergence pourrait s'expliquer par l'utilisation d'un système d'immobilisation avec une planche et un ratio de gain visuel probablement plus élevé. Comme discuté au chapitre 6, un gain plus élevé peut renforcer la stabilisation, mais s'accompagne d'un déplacement accru du repère visuel à l'écran. Lors de l'immobilisation, cela pourrait avoir un effet

amplificateur sur la rétroaction positive de couple en percevant qu'on est plus décalé de la cible que réellement. Murnaghan et al. (2011) ont calibré leur rétroaction visuelle en fonction de l'amplitude maximale pré-immobilisation, ce qui rend plausible un ratio supérieur à 1:1 dans certains cas. Combinés au système d'immobilisation avec planche qui est moins écologique, ces facteurs pourraient avoir amplifié les corrections du CdP, entraînant une augmentation marquée de sa variabilité. L'utilisation d'un ratio fixe de 1:1 dans la présente thèse visait précisément à limiter ce type de sur-correction.

#### *9.4.3 Hypothèse d'oscillation à composantes multiples*

Les résultats des chapitres 4 et 5 montrent clairement que l'immobilisation du CdM ne suffit pas à éliminer complètement le mouvement CdP. Un mouvement du CdP persiste, même lorsque des approches plus écologiques sont employées et que la procédure expérimentale est optimisée. Alors que l'immobilisation avec planche tend à augmenter la variabilité du CdP, l'utilisation d'une ceinture permet de la réduire (chapitre 5). Ceci étant dit, si le CdP n'avait qu'un rôle de stabilisation du CdM, son immobilisation devrait entraîner une diminution beaucoup plus marquée de sa variabilité (Carpenter et al., 2010).

Ces observations soutiennent l'idée que l'oscillation posturale pourrait reposer sur plusieurs composantes simultanées. Certains auteurs proposent que le mouvement du CdP provient à la fois d'une composante stabilisatrice et d'une composante exploratoire (Riley, Mitra, et al., 1997; Schwab-Farrell et al., 2025; Zatsiorsky & Duarte, 1999). Bien que ces composantes aient été modélisées de manière théorique, leur existence demeure spéculative. Néanmoins, l'immobilisation du CdM pourrait être perçue comme une méthode permettant de réduire spécifiquement le besoin de stabilisation, révélant ainsi une part de l'activité du CdP indépendante de cette fonction.

Les résultats du chapitre 8 appuient l'idée que le CdP comprend une composante indépendante de la stabilité. Ils montrent que la variabilité persistante du CdP après immobilisation semble davantage liée à l'état postural du moment qu'à la variabilité pré-immobilisation. Autrement dit, les augmentations ou diminutions observées après l'immobilisation seraient partiellement déterminées par la valeur initiale, sans que cette relation ne soit nécessairement fonctionnelle. Concrètement, bien que la variabilité du CdP soit naturellement plus faible en présence d'une rétroaction visuelle, une fois le CdM immobilisé, la variabilité tend à converger vers un niveau similaire, relativement indépendant de la condition initiale. L'effet stabilisateur démontré de la rétroaction visuelle (Michaud et al., 2024) n'a pas suffi à empêcher cette convergence, comme si le mouvement du CdP lors de l'immobilisation du CdM était naturel ou intentionnel pour le SNC. Ce constat renforce l'idée qu'une composante du CdP, indépendante de la stabilité, persiste malgré l'immobilisation. Une certaine quantité de variabilité, non directement liée au contrôle immédiat et spécifique à l'action (ou l'état postural) en question, pourrait ainsi être naturelle et fonctionnelle (Newell & Slifkin, 1996). Toutefois, une variabilité excessive pourrait devenir néfaste pour le contrôle postural (Newell & Slifkin, 1996; Stergiou et al., 2006).

#### *9.4.4 La possibilité d'une composante exploratoire reste à être prouvée*

De nombreux auteurs mettent en évidence la possibilité d'un rôle exploratoire au sein de l'oscillation posturale, que ce soit dans un contexte d'apprentissage moteur (Schwab-Farrell et al., 2025), de développement moteur (Wade & Jones, 1997), de détection d'affordances (Peterson et al., 2024) ou encore d'adaptabilité (Stergiou et al., 2006). Ces oscillations faciliteraient ainsi l'interaction avec l'environnement et joueraient un rôle fonctionnel (Hajnal et al., 2022; Palatinus et al., 2014). Cela dit, même si l'immobilisation réduit la composante stabilisatrice de l'oscillation, il demeure impossible d'affirmer avec certitude que le mouvement persistant du CdP correspond à une exploration. Il pourrait s'agir d'un autre phénomène non lié à la stabilisation.

Carpenter et al. (2010) ont proposé que l'augmentation de la variabilité du CdP reflétait une tentative du SNC de compenser une perte d'afférences sensorielles liée à l'immobilisation. Cette idée repose sur des principes neurophysiologiques selon lesquels certains récepteurs sensoriels nécessitent une stimulation mécanique pour rester actifs (Fabre et al., 2021). Dépendant du mouvement, les récepteurs cutanés et musculaires contribueraient aussi à l'intégration sensorielle et renforceraient la perception corporelle (Mildren & Bent, 2016). Le mouvement stimulerait ainsi davantage de récepteurs et favoriserait la convergence des modalités sensorielles (Carpenter et al., 2010). La variabilité accrue serait alors une stratégie de réactivation sensorielle. Selon cette interprétation, la différence de variabilité entre les systèmes d'immobilisation (planche vs ceinture) pourrait refléter un besoin d'exploration variable selon les degrés de liberté permis. Le maintien de certains degrés de liberté avec la ceinture permettrait une exploration ailleurs dans le corps, réduisant ainsi la nécessité d'ajustements au niveau du CdP. Par exemple, un mouvement de la tête pourrait générer un flux optique utile à la posture (Stoffregen et al., 2000). Pourtant, les résultats montrent que les conditions visuelles (yeux ouverts vs fermés) ont eu peu d'effet sur le CdP lors de l'immobilisation (Annexe 4), quel que soit le dispositif. De même, la rétroaction visuelle n'a pas permis de réduire la variabilité du CdP (Chapitre 8), suggérant une implication limitée du système visuel dans ce contexte. Des résultats similaires ont été rapportés par Carpenter et al. (2010). Il est possible que le système visuel ait été relégué au profit d'autres récepteurs, comme ceux des pieds (Fabre et al., 2021; Riccio, 1993), qu'il n'ait pas été suffisamment stimulant pour que son utilisation soit pertinente dans la tâche (Henry et al., 2001; Wade & Jones, 1997) ou que l'immobilisation ait perturbé l'intégration de l'information visuelle (Schwab-Farrell et al., 2025). Alternativement, l'augmentation de la variabilité observée par Carpenter et al. (2010) ne reflète peut-être pas uniquement une composante exploratoire. Bien que les auteurs évoquent aussi

la possibilité d'un rôle exploratoire même en l'absence d'augmentation de variabilité, l'argument de la « restimulation sensorielle » perd de sa force si l'effet n'est pas systématique.

Les résultats de la présente thèse montrent justement que cette augmentation est variable. Par ailleurs, Schwab-Farrell et al. (2025) ont observé que l'immobilisation nuisait à l'apprentissage moteur d'une tâche de pointage, sans nécessairement induire une augmentation de la variabilité du CdP. En fait, les auteurs proposent que l'exploration ne se manifeste pas forcément par une augmentation explicite de la variabilité lors de l'immobilisation du CdM, mais que ladite augmentation dépendrait des contraintes individuelles et des exigences de la tâche (Schwab-Farrell et al., 2025).

Plutôt que de supposer que l'immobilisation du CdM devrait systématiquement accroître la variabilité du CdP, ou que cette variabilité est activement modulée par le niveau d'afférences sensorielle disponible, la présente thèse propose que le SNC viserait à maintenir un niveau minimal de variabilité, propre à l'état postural, qui serait non stabilisateur et possiblement, en partie, exploratoire. Les changements ne devraient donc pas seulement être vus comme une augmentation ou une diminution, mais comme un ajustement vers un état naturel, optimal et spécifique à l'état postural (Newell & Slifkin, 1996). Cette perspective met de côté l'idée d'une compensation sensorielle et propose plutôt que le SNC maintienne activement certaines propriétés posturales, reflétées par un mouvement persistant du CdP malgré l'absence d'exigences de stabilisation immédiates.

L'hypothèse des composantes multiples soulève toutefois une limite méthodologique importante. Il est difficile d'évaluer comment la composante non stabilisatrice (exploratoire ou autre) varie en fonction de l'état postural, puisqu'elle ne peut être clairement isolée de la composante stabilisatrice. Certains auteurs ont proposé des approches pour dissocier les

composantes exploratoires et stabilisatrices du CdP (ex. Riley et al., 1997; Zatsiorsky & Duarte, 1999), mais elles restent à être validées. Ainsi, on ne peut déterminer si la présence des composantes non stabilisatrices (ou autres composantes non stabilisatrices) a augmenté, diminué, ou simplement été révélée.

#### *9.4.5 Variabilité intra-individuelle*

Bien que les modèles statistiques indiquent des différences significatives entre les deux phases d'immobilisation, les résultats révèlent une variabilité intra-individuelle non négligeable. Selon le cadre théorique de la perspective écologique (Gibson, 1988), la variabilité du mouvement (à la fois au sein d'un même essai et entre essais répétés) est considérée comme un élément fonctionnel du contrôle moteur qui permet l'exploration (Stergiou & Decker, 2011). Dans cette optique, c'est peut-être la variabilité entre les essais qui devraient être interprétés comme exploratoire, et non seulement celle observée à l'intérieur d'un essai unique. Cela dit, il demeure difficile de définir une limite précise entre une variabilité dite fonctionnelle et une variabilité susceptible de refléter un comportement non fonctionnel ou désorganisé (Newell & Slifkin, 1996). Si cette variabilité dépasse ce qui est habituellement considéré comme fonctionnel, la variabilité intra-individuelle observée pourrait alors refléter un artefact ou une fluctuation indésirable. Des études supplémentaires seront nécessaires pour clarifier cette possibilité.

### **9.5 Limitations**

Les expériences d'immobilisation présentées aux chapitres 4, 5 et 8 rapportent uniquement les résultats dans la direction AP. Ce choix méthodologique repose sur le fait que les effets de l'immobilisation se manifestent principalement dans cette direction. Toutefois, certains auteurs ont rapporté une augmentation de la variabilité du CdP en ML (Carpenter et al., 2010), alors que d'autres n'ont observé aucun effet significatif (Michaud et al., 2023; Murnaghan et al., 2013,

2014). Puisque le système d'immobilisation peut également restreindre le mouvement en ML, il serait pertinent d'examiner cette direction à l'aide des procédures expérimentales améliorées.

D'autre part, l'utilisation de la ceinture au niveau du CdM permet certains mouvements segmentaires du tronc ou des membres. Cependant, seuls le CdM et le CdP ont été mesurés. L'ajout de capteurs de mouvement permettrait de mieux comprendre comment l'immobilisation influence l'ensemble du corps, notamment pour déterminer si la stabilisation du CdM entraîne un déplacement compensatoire d'autres segments.

Dans la même perspective, l'intégration de l'électromyographie pourrait éclairer les stratégies neuromusculaires associées aux différents types d'immobilisations pour mieux les comparer. Une telle approche permettrait de vérifier si la rétroaction visuelle peut induire des effets indirects, comme une rétroaction positive de couple, même en l'absence d'effets apparents sur le CdP.

Enfin, les analyses actuelles s'appuient sur des indices scalaires visant à quantifier le comportement du CdP suivant l'immobilisation du CdM. Bien que ces mesures soient utiles, elles peuvent masquer la structure temporelle du signal. L'application de méthodes supplémentaires comme l'analyse fonctionnelle des données (*functional data analysis* - FDA) (Ullah & Finch, 2013) ou la cartographie paramétrique statistique unidimensionnelle (*statistical parametric mapping* - SPM1D) (Pataky, 2012) permettrait de conserver la dimension temporelle du signal, offrant ainsi une lecture plus fine et potentiellement plus informative de la dynamique posturale.

## **Chapitre 10 : Conclusion**

En conclusion, les diverses modifications apportées au paradigme d'immobilisation permettent de soutenir l'idée qu'une partie de l'oscillation posturale est naturelle et inhérente au

contrôle postural. Autrement dit, même lorsque le corps est dans un état stable, un mouvement du CdP persiste. La présente thèse avance l'hypothèse que l'oscillation posturale pourrait être composée de plusieurs composantes, dont l'une liée à la stabilité, et d'autres possiblement associées à des fonctions non stabilisatrices comme l'exploration. Cette perspective souligne la nécessité de réévaluer la manière dont le contrôle postural est classifié. Une oscillation importante pourrait refléter la présence de composantes fonctionnelles non liées à la stabilité, plutôt qu'un déficit de contrôle. Développer des outils permettant de quantifier et de distinguer ces composantes, sans recourir à un protocole d'immobilisation, offrirait une meilleure compréhension des mécanismes sous-jacents au contrôle postural.

## Références

- Addison, P. S. (2017). *The Illustrated Wavelet Transform Handbook: Introductory Theory and Applications in Science, Engineering, Medicine and Finance* (2nd ed.). CRC Press.
- Adkin, A. L., Frank, J. S., Carpenter, M. G., & Peysar, G. W. (2002). Fear of falling modifies anticipatory postural control. *Experimental Brain Research*, *143*(2), 160–170.  
<https://doi.org/10.1007/s00221-001-0974-8>
- Adolph, K. E., & Kretch, K. S. (2015). Gibson's Theory of Perceptual Learning. *International Encyclopedia of the Social & Behavioral Sciences: Second Edition*, 127–134.  
<https://doi.org/10.1016/B978-0-08-097086-8.23096-1>
- Afzal, M. R., Oh, M. K., Choi, H. Y., & Yoon, J. (2016). A novel balance training system using multimodal biofeedback. *BioMedical Engineering Online*, *15*(1), 1–11.  
<https://doi.org/10.1186/s12938-016-0160-7>
- Alenazi, A. (2023). A review of compositional data analysis and recent advances. *Communications in Statistics - Theory and Methods*, *52*(16), 5535–5567.  
<https://doi.org/10.1080/03610926.2021.2014890>
- Allum, J. H. J., & Honegger, F. (2017). Vibro-tactile and auditory balance biofeedback changes muscle activity patterns: Possible implications for vestibular implants. *Journal of Vestibular Research: Equilibrium and Orientation*, *27*(1), 77–87. <https://doi.org/10.3233/VES-170601>
- Amrhein, V., Korner-Nievergelt, F., & Roth, T. (2017). The earth is flat ( $p > 0:05$ ): Significance thresholds and the crisis of unreplicable research. *PeerJ*, *2017*(7), 1–40.  
<https://doi.org/10.7717/peerj.3544>
- Asai, Y., Tasaka, Y., Nomura, K., Nomura, T., Casadio, M., & Morasso, P. (2009). A model of

- postural control in quiet standing: Robust compensation of delay-induced instability using intermittent activation of feedback control. *PLoS ONE*, 4(7).  
<https://doi.org/10.1371/journal.pone.0006169>
- Assländer, L., & Peterka, R. J. (2014). Sensory reweighting dynamics in human postural control. *Journal of Neurophysiology*, 111(9), 1852–1864. <https://doi.org/10.1152/jn.00669.2013>
- Ballardini, G., Florio, V., Canessa, A., Carlini, G., Morasso, P., & Casadio, M. (2020). Vibrotactile Feedback for Improving Standing Balance. *Frontiers in Bioengineering and Biotechnology*, 8(February), 1–15. <https://doi.org/10.3389/fbioe.2020.00094>
- Barela, J. A., Genoves, G. G., Alleoni, B., & Barela, A. M. F. (2013). Visual reweighting in postural control is less adaptative in older adults. *Health*, 05(12), 74–79.  
<https://doi.org/10.4236/health.2013.512a010>
- Bates, D., Mächler, M., Bolker, B. M., & Walker, S. C. (2015). Fitting linear mixed-effects models using lme4. *Journal of Statistical Software*, 67(1), 1–29.  
<https://doi.org/10.18637/jss.v067.i01>
- 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 and Posture*, 37(3), 391–396. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2012.08.007>
- Berencsi, A., Ishihara, M., & Imanaka, K. (2005). The functional role of central and peripheral vision in the control of posture. *Human Movement Science*, 24(5–6), 689–709.  
<https://doi.org/10.1016/j.humov.2005.10.014>
- Bermejo, J. L., García-massó, X., Paillard, T., & Noé, F. (2018). Fatigue does not conjointly alter postural and cognitive performance when standing in a shooting position under dual-task

conditions. *Journal of Sports Sciences*, 36(4), 429–435.

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

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

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

Blouin, J., Teasdale, N., & Mouchnino, L. (2007). Vestibular signal processing in a subject with somatosensory deafferentation: The case of sitting posture. *BMC Neurology*, 7(25), 1–8.

<https://doi.org/10.1186/1471-2377-7-25>

Boisgontier, M. P., Beets, I. A. M., Duysens, J., Nieuwboer, A., Krampe, R. T., & Swinnen, S. P. (2013). Age-related differences in attentional cost associated with postural dual tasks:

Increased recruitment of generic cognitive resources in older adults. *Neuroscience and*

*Biobehavioral Reviews*, 37(8), 1824–1837. <https://doi.org/10.1016/j.neubiorev.2013.07.014>

Boisgontier, M. P., Cheval, B., Chalavi, S., van Ruitenbeek, P., Leunissen, I., Levin, O.,

Nieuwboer, A., & Swinnen, S. P. (2017). Individual differences in brainstem and basal ganglia structure predict postural control and balance loss in young and older adults.

*Neurobiology of Aging*, 50, 47–59. <https://doi.org/10.1016/j.neurobiolaging.2016.10.024>

Bürkner, P. C. (2021). Bayesian Item Response Modeling in R with brms and Stan. *Journal of Statistical Software*, 100(5). <https://doi.org/10.18637/JSS.V100.I05>

Campbell, H., & Gustafson, P. (2018). Conditional equivalence testing: An alternative remedy

for publication bias. *PLoS ONE*, 13(4), 1–30. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0195145>

Carpenter, M. G., Allum, J. H. J., & Honegger, F. (1999). Directional sensitivity of stretch reflexes and balance corrections for normal subjects in the roll and pitch planes.

*Experimental Brain Research*, 129(1), 93–113. <https://doi.org/10.1007/s002210050940>

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>

Carroll, J. P., & Freedman, W. (1993). Nonstationary properties of postural sway. *Journal of Biomechanics*, 26(4–5), 409–416. [https://doi.org/10.1016/0021-9290\(93\)90004-X](https://doi.org/10.1016/0021-9290(93)90004-X)

Cavanaugh, J. T., Guskiewicz, K. M., Giuliani, C., Marshall, S., Mercer, V. S., & Stergiou, N. (2006). Recovery of postural control after cerebral concussion: new insights using approximate entropy. *Journal of Athletic Training*, 41(3), 305–313.

<https://doi.org/10.1016/j.pmrj.2009.03.011>

Cavanaugh, J. T., Guskiewicz, K. M., & Stergiou, N. (2005). A nonlinear dynamic approach for evaluating postural control: New directions for the management of sport-related cerebral concussion. *Sports Medicine*, 35(11), 935–950.

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

<https://doi.org/10.1186/1743-0003-4-42>

Cawsey, R. P., Chua, R., Carpenter, M. G., & Sanderson, D. J. (2009). To what extent can increasing the magnification of visual feedback of the centre of pressure position change the control of quiet standing balance? *Gait and Posture*, 29(2), 280–284.

<https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2008.09.007>

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

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

Chagdes, J. R., Rietdyk, S., Haddad, J. M., Zelaznik, H. N., Raman, A., Rhea, C. K., & Silver, T.

A. (2009). Multiple timescales in postural dynamics associated with vision and a secondary task are revealed by wavelet analysis. *Experimental Brain Research*, 197(3), 297–310.

<https://doi.org/10.1007/s00221-009-1915-1>

Chamberlin, C., Marmelat, V., Rosen, A. B., & Burcal, C. J. (2021). The effects of visual

biofeedback and visual biofeedback scale size on single limb balance. *Journal of Bodywork and Movement Therapies*, 26(April), 268–272. <https://doi.org/10.1016/j.jbmt.2020.12.023>

Champely, S., Ekstrom, C., Dalgaard, P., Gill, J., Weibelzahl, S., Anandkumar, A., Ford, C.,

Volcic, R., & De Rosario, H. (2017). pwr: Basic functions for power analysis. *CRAN: Contributed Packages*, 1–22.

Clark, S., & Riley, M. A. (2007). Multisensory information for postural control: Sway-

referencing gain shapes center of pressure variability and temporal dynamics. *Experimental Brain Research*, 176(2), 299–310. <https://doi.org/10.1007/s00221-006-0620-6>

Corriveau, H., Heébert, R., Prince, F., & Rache, M. (2001). Postural control in the elderly: An

analysis of test-retest and interrater reliability of the COP-COM variable. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 82(1), 80–85.

<https://doi.org/10.1053/apmr.2001.18678>

Creath, R., Kiemel, T., Horak, F., & Jeka, J. J. (2008). The role of vestibular and somatosensory

systems in intersegmental control of upright stance. *Journal of Vestibular Research : Equilibrium & Orientation*, 18(1), 39–49.

<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3624763/pdf/nihms412728.pdf>

- Creath, R., Kiemel, T., Horak, F., Peterka, R., & Jeka, J. (2005). A unified view of quiet and perturbed stance: simultaneous co-existing excitable modes. *Neuroscience Letters*, *377*(2), 75–80. <https://doi.org/10.1016/j.neulet.2004.11.071>
- Cullen, K. E., Brooks, J. X., Jamali, M., Carriot, J., & Massot, C. (2011). Internal models of self-motion: computations that suppress vestibular reafference in early vestibular processing. *Experimental Brain Research*, *210*(3–4), 377–388. <https://doi.org/10.1007/s00221-011-2555-9>
- Danilov, Y. P., Tyler, M. E., Skinner, K. L., Hogle, R. A., & Bach-Y-Rita, P. (2007). Efficacy of electrotactile vestibular substitution in patients with peripheral and central vestibular loss. *Journal of Vestibular Research: Equilibrium and Orientation*, *17*(2–3), 119–130. <https://doi.org/10.3233/ves-2007-172-307>
- Deffeyes, J. E., Harbourne, R. T., Dejong, S. L., Kyvelidou, A., Stuber, W. A., & Stergiou, N. (2009). Use of information entropy measures of sitting postural sway to quantify developmental delay in infants. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, *6*(1), 1–13. <https://doi.org/10.1186/1743-0003-6-34>
- Dettmer, M., Pourmoghaddam, A., Lee, B., & Layne, C. S. (2015). Effects of aging and tactile stochastic resonance on postural performance and postural control in a sensory conflict task. Effects of aging and tactile stochastic resonance on postural performance and postural control in a sensory conflict task. *Somatosensory & Motor Research*, *32*(2), 128–135. <https://doi.org/10.3109/08990220.2015.1004045>
- Diener, H. ., Dichgans, J., Bacher, M., & Gompf, B. (1984). Quantification of postural sway in normals and patients with cerebellar diseases. *Electroencephalography and Clinical*

- Neurophysiology*, 57(2), 134–142. [https://doi.org/10.1016/0013-4694\(84\)90172-X](https://doi.org/10.1016/0013-4694(84)90172-X)
- Dixon, P. M., Saint-Maurice, P. F., Kim, Y., Hibbing, P., Bai, Y., & Welk, G. J. (2018). A Primer on the Use of Equivalence Testing for Evaluating Measurement Agreement. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 50(4), 837–845. <https://doi.org/10.1249/MSS.0000000000001481>
- Donker, S. F., Roerdink, M., Greven, A. J., & Beek, P. J. (2007). Regularity of center-of-pressure trajectories depends on the amount of attention invested in postural control. *Experimental Brain Research*, 181(1), 1–11. <https://doi.org/10.1007/s00221-007-0905-4>
- Douma, J. C., & Weedon, J. T. (2019). Analysing continuous proportions in ecology and evolution: a practical introduction to beta and Dirichlet regression. *Methods in Ecology and Evolution*, 10(9), 1412–1430. <https://doi.org/10.1111/2041-210X.13234>
- Doyon, J. K., Clark, J. D., Hajnal, A., & Legradi, G. (2021). Effects of Surface Luminance and Texture Discontinuities on Reachableness in Virtual Reality. *Ecological Psychology*, 33(1), 1–30. <https://doi.org/10.1080/10407413.2020.1820336>
- Doyon, J. K., Hajnal, A., Surber, T., Clark, J. D., & Kelty-Stephen, D. G. (2019). Multifractality of posture modulates multisensory perception of stand-on-ability. *PLoS ONE*, 14(2), 1–32. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0212220>
- 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. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 2(1), 13. <https://doi.org/10.1186/1743-0003-2-13>
- Duarte, M., & Freitas, S. M. (2010). Revision of posturography based on force plate for balance evaluation. *Revista Brasileira de Fisioterapia*, 14(3), 183–192. <https://doi.org/S1413->

35552010000300003

Duarte, M., & Zatsiorsky, V. M. (2000). On the fractal properties of natural human standing.

*Neuroscience Letters*, 283(3), 173–176. [https://doi.org/10.1016/S0304-3940\(00\)00960-5](https://doi.org/10.1016/S0304-3940(00)00960-5)

Duarte, M., & Zatsiorsky, V. M. (2002). Effects of body lean and visual information on the equilibrium maintenance during stance. *Experimental Brain Research*, 146(1), 60–69.

<https://doi.org/10.1007/s00221-002-1154-1>

Duchene, Y., Mornieux, G., Petel, A., Perrin, P. P., & Gauchard, G. C. (2021). The trunk's

contribution to postural control under challenging balance conditions. *Gait & Posture*, 84,

102–107. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2020.11.020>

Durward-Akhurst, S. A., Schultz, N. E., Norton, E. M., Rendahl, A. K., Besselink, H., Behnisch,

P. A., Brouwer, A., Geor, R. J., Mickelson, J. R., & McCue, M. E. (2019). Associations between endocrine disrupting chemicals and equine metabolic syndrome phenotypes.

*Chemosphere*, 218, 652–661. <https://doi.org/10.1016/j.chemosphere.2018.11.136>

Egozcue, J. J., Pawlowsky-Glahn, V., Mateu-Figueras, G., & Barceló-Vidal, C. (2003). Isometric

Logratio Transformations for Compositional Data Analysis. *Mathematical Geology*, 35(3),

279–300. <https://doi.org/10.1023/A:1023818214614>

Fabre, M., Antoine, M., Robitaille, M. G., Ribot-Ciscar, E., Ackerley, R., Aimonetti, J.-M.,

Chavet, P., Blouin, J., Simoneau, M., & Mouchnino, L. (2021). Large postural sways

prevent foot tactile information from fading: neurophysiological evidence. *Cerebral Cortex*

*Communications*, 2(1), 1–10. <https://doi.org/10.1093/texcom/tgaa094>

Fahrmeir, L., Kneib, T., Lang, S., & Marx, B. (2013). *Regression: Models, Methods and*

*Applications*. Springer.

- Filzmoser, P., Hron, K., & Reimann, C. (2009). Univariate statistical analysis of environmental (compositional) data: Problems and possibilities. *Science of the Total Environment*, 407(23), 6100–6108. <https://doi.org/10.1016/j.scitotenv.2009.08.008>
- Fitzpatrick, R., & McCloskey, D. I. (1994). Proprioceptive, visual and vestibular thresholds for the perception of sway during standing in humans. *The Journal of Physiology*, 478(1), 173–186. <https://doi.org/10.1113/jphysiol.1994.sp020240>
- Freitas, P. B. de, Freitas, S. M. S. F., Duarte, M., Latash, M. L., & Zatsiorsky, V. M. (2009). Effects of joint immobilization on standing balance. *Human Movement Science*, 28(4), 515–528. <https://doi.org/10.1016/j.humov.2009.02.001>
- Gatev, P., Thomas, S., Kepple, T., & Hallett, M. (1999). Feedforward ankle strategy of balance during quiet stance in adults. *Journal of Physiology*, 514(3), 915–928. <https://doi.org/10.1111/j.1469-7793.1999.915ad.x>
- Gawthrop, P., Loram, I., Lakie, M., & Gollee, H. (2011). Intermittent control: A computational theory of human control. *Biological Cybernetics*, 104(1–2), 31–51. <https://doi.org/10.1007/s00422-010-0416-4>
- Gibson, E. J. (1970). The Development of Perception as an Adaptive Process: Perception of Events in Space Develops Early, While Perception of Objects Shows Evolution and Greater Dependence on Learning. *American Scientist*, 58(1), 98–107. <https://doi.org/10.1097/NAN.0000000000000194>
- Gibson, E. J. (1988). Exploratory behavior in the development of perceiving, acting, and the acquiring of knowledge. *Annual Review of Psychology*, 39, 1–42. <https://doi.org/10.1146/annurev.ps.39.020188.000245>

- Gibson, J. J. (1950). The perception of the visual world. In *The perception of the visual world*. Houghton Mifflin.
- Gibson, J. J. (1962). Observations on active touch. *Psychological Review*, 69(6), 477–491.
- Giggins, O. M., Persson, U., & Caulfield, B. (2013). Biofeedback in rehabilitation. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 10(1), 60. <https://doi.org/10.1186/1743-0003-10-60>
- Gliga, T. (2018). Telling Apart Motor Noise and Exploratory Behavior, in Early Development. *Frontiers in Psychology*, 9, 1–9. <https://doi.org/10.3389/fpsyg.2018.01939>
- Goodworth, A., Kratzer, A., & Saavedra, S. (2020). Influence of visual biofeedback and inherent stability on trunk postural control. *Gait and Posture*, 80, 308–314. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2020.06.011>
- Gorjan, D., Bellicha, A., Čamernik, J., Bachta, W., & Babič, J. (2021). Induced stabilization of center of mass decreases variability of center of pressure regardless of visual or tactile information. *Journal of Biomechanics*, 117, 1–6. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2020.110199>
- Gupta, N., Mathiassen, S. E., Mateu-Figueras, G., Heiden, M., Hallman, D. M., Jørgensen, M. B., & Holtermann, A. (2018). A comparison of standard and compositional data analysis in studies addressing group differences in sedentary behavior and physical activity. *International Journal of Behavioral Nutrition and Physical Activity*, 15(1), 1–12. <https://doi.org/10.1186/s12966-018-0685-1>
- Hajnal, A., Surber, T., Overstreet, T., Masoner, H., Dowell, C., Funkhouser, A., Shelley-Tremblay, J., & Samu, K. (2022). Complex Postural Sway is Related to Perception of Stand-on-Ability. *Ecological Psychology*, 34(1–2), 1–18.

<https://doi.org/10.1080/10407413.2022.2035225>

Hajnal, A., Wagman, J. B., Doyon, J. K., & Clark, J. D. (2016). Perception of stand-on-ability:

Do geographical slants feel steeper than they look? *Perception*, *45*(7), 768–786.

<https://doi.org/10.1177/0301006616638597>

Halická, Z., Lobotková, J., Bučková, K., Bzdúšková, D., & Hlavačka, F. (2011). Age-related

effect of visual biofeedback on human balance control. *Activitas Nervosa Superior*

*Rediviva*, *53*(2), 67–71.

Halická, Z., Lobotková, J., Bučková, K., & Hlavačka, F. (2014). Effectiveness of different visual

biofeedback signals for human balance improvement. *Gait and Posture*, *39*(1), 410–414.

<https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2013.08.005>

Hansson, E. E., Beckman, A., & Håkansson, A. (2010). Effect of vision, proprioception, and the

position of the vestibular organ on postural sway. *Acta Oto-Laryngologica*, *130*(12), 1358–

1363. <https://doi.org/10.3109/00016489.2010.498024>

Hasegawa, N., Takeda, K., Mancini, M., King, L. A., Horak, F. B., & Asaka, T. (2020).

Differential effects of visual versus auditory biofeedback training for voluntary postural

sway. *PLoS ONE*, *15*(12 December), 1–16. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0244583>

Henry, M., & Baudry, S. (2019). Age-related changes in leg proprioception: Implications for

postural control. *Journal of Neurophysiology*, *122*(2), 525–538.

<https://doi.org/10.1152/jn.00067.2019>

Henry, S. M., Fung, J., & Horak, F. B. (2001). Effect of Stance Width on Multidirectional

Postural Responses. *Journal of Neurophysiology*, *85*(2), 559–570.

<https://doi.org/10.1152/jn.2001.85.2.559>

- Hirjaková, Z., Lobotková, J., Bučková, K., Bzdúšková, D., & Hlavačka, F. (2015). Age-related differences in efficiency of visual and vibrotactile biofeedback for balance improvement. *Activitas Nervosa Superior Rediviva*, *57*(3), 63–71.
- Horak, F. B. (2006). Postural orientation and equilibrium: What do we need to know about neural control of balance to prevent falls? *Age and Ageing*, *35*(S2), 7–11.  
<https://doi.org/10.1093/ageing/afl077>
- Horak, F. B., & Macpherson, J. M. (1996). Postural orientation and equilibrium. In L. B. Rowell & J. T. Sheperd (Eds.), *Handbook of Physiology* (pp. 255–292). Oxford University Press.
- Horiuchi, K., Ishihara, M., & Imanaka, K. (2017). The essential role of optical flow in the peripheral visual field for stable quiet standing : Evidence from the use of a head-mounted display. *PLoS ONE*, *12*(10), e0184552. <https://doi.org/10.5878/002913.Funding>
- Hufschmidt, A., Dichgans, J., Mauritz, K. H., & Hufschmidt, M. (1980). Some methods and parameters of body sway quantification and their neurological applications. *Archiv Für Psychiatrie Und Nervenkrankheiten*, *228*(2), 135–150. <https://doi.org/10.1007/BF00365601>
- Hunsicker, M. E., Kappel, C. V., Selkoe, K. A., Halpern, B. S., Scarborough, C., Mease, L., & Amrhein, A. (2016). Characterizing driver-response relationships in marine pelagic ecosystems for improved ocean management. *Ecological Applications*, *26*(3), 651–663.  
<https://doi.org/10.1890/14-2200/suppinfo>
- Hwang, S., Agada, P., Kiemel, T., & Jeka, J. J. (2014). Dynamic reweighting of three modalities for sensor fusion. *PLoS ONE*, *9*(1), 1–8. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0088132>
- Imaizumi, S., Asai, T., Hiromitsu, K., & Imamizu, H. (2018). Voluntarily controlled but not merely observed visual feedback affects postural sway. *PeerJ*, *2018*(4), 1–22.

<https://doi.org/10.7717/peerj.4643>

Janusz, B. W., Beck, M., Szczepańska, J., Sadowska, D., Bacik, B., Juras, G., & Słomka, K. J.

(2016). Directional measures of postural sway as predictors of balance instability and accidental falls. *Journal of Human Kinetics*, *52*(1), 75–83. <https://doi.org/10.1515/hukin-2015-0195>

Jehu, D. A., Thibault, J., & Lajoie, Y. (2016). Magnifying the Scale of Visual Biofeedback Improves Posture. *Applied Psychophysiology Biofeedback*, *41*(2), 151–155.

<https://doi.org/10.1007/s10484-015-9324-7>

Johnson, M. B., & Van Emmerik, R. E. A. (2012). Effect of head orientation on postural control during upright stance and forward lean. *Motor Control*, *16*(1), 81–93.

<https://doi.org/10.1123/mcj.16.1.81>

Kandel, E. R., Schwartz, J. H., Jessell, T. M., Siegelbaum, S. A., Hudspeth, A. J., & Mack, S. (2014). *Principles of Neural Science* (Fifth Edit). McGraw-Hill Education.

<http://neurology.mhmedical.com/content.aspx?aid=1101675601>

Kapteyn, T. S., & Wit, G. De. (1972). Posturography as an auxiliary in vestibular investigation.

*Acta Oto-Laryngologica*, *73*(2–6), 104–111. <https://doi.org/10.3109/00016487209138918>

Kędziorek, J., & Błażkiewicz, M. (2020). Nonlinear measures to evaluate upright postural

stability: A systematic review. *Entropy*, *22*(12), 1–24. <https://doi.org/10.3390/e22121357>

Kiemel, T., Oie, K. S., & Jeka, J. J. (2002). Multisensory fusion and the stochastic structure of

postural sway. *Biological Cybernetics*, *87*(4), 262–277. <https://doi.org/10.1007/s00422-002-0333-2>

Kilby, M. C., Molenaar, P. C. M., & Newell, K. M. (2015). Models of postural control: Shared

variance in joint and COM motions. *PLoS ONE*, *10*(5), 1–20.

<https://doi.org/10.1371/journal.pone.0126379>

Kilby, M. C., Molenaar, P. C. M., Slobounov, S. M., & Newell, K. M. (2017). Real-time visual feedback of COM and COP motion properties differentially modifies postural control structures. *Experimental Brain Research*, *235*(1), 109–120. <https://doi.org/10.1007/s00221-016-4769-3>

Kim, S. G., & Kim, W. S. (2018). Effect of ankle range of motion (ROM) and lower-extremity muscle strength on static balance control ability in young adults: A regression analysis. *Medical Science Monitor*, *24*, 3168–3175. <https://doi.org/10.12659/MSM.908260>

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

Klous, M., Mikulic, P., & Latash, M. L. (2011). Two aspects of feedforward postural control: Anticipatory postural adjustments and anticipatory synergy adjustments. *Journal of Neurophysiology*, *105*(5), 2275–2288. <https://doi.org/10.1152/jn.00665.2010>

Konradsen, L., Ravn, J. P., & Sorensen, A. L. (1993). Proprioception at the ankle: The effect of anaesthetic blockade of ligament receptors. *Journal of Bone and Joint Surgery - Series B*, *75*(3), 433–436. <https://doi.org/10.1302/0301-620x.75b3.8496215>

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

Kuznetsova, A., Brockhoff, P. B., & Christensen, R. H. B. (2017). lmerTest package : tests in linear mixed effects models. *Journal of Statistical Software*, *82*(13), 1–26.

<https://doi.org/10.18637/jss.v082.i13>

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

Lakens, D. (2017). Equivalence Tests: A Practical Primer for t Tests, Correlations, and Meta-Analyses. *Social Psychological and Personality Science*, 8(4), 355–362. <https://doi.org/10.1177/1948550617697177>

Lakens, D., & Caldwell, A. R. (2021). Simulation-based power analysis for factorial analysis of variance designs. *Advances in Methods and Practices in Psychological Science*, 4(1), 1–14. <https://doi.org/10.1177/2515245920951503>

Lakens, D., Scheel, A. M., & Isager, P. M. (2018). Equivalence testing for psychological research: a tutorial. *Advances in Methods and Practices in Psychological Science*, 1(2), 259–269. <https://doi.org/10.1177/2515245918770963>

Lakhani, B., & Mansfield, A. (2015). Visual feedback of the centre of gravity to optimize standing balance. *Gait and Posture*, 41(2), 499–503. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2014.12.003>

Lambert, K. J. M., Singhal, A., & Leung, A. W. S. (2025). Parkinson's disease impairs the controllability of imagined action sequences. *Experimental Brain Research*, 243(5), 1–12. <https://doi.org/10.1007/s00221-025-07071-2>

Lenth, R. V. (2017). emmeans: estimated marginal means, aka least-squares means. *CRAN: Contributed Packages*, 34(4), 216–221. <https://doi.org/10.32614/CRAN.package.emmeans>

Loram, I. D. (2015). Postural control and sensorimotor integration. In G. A. Jull, A. Moore, D.

- Falla, J. Lewis, C. McCarthy, & M. Sterling (Eds.), *Grieve's Modern Musculoskeletal Physiotherapy* (4th ed., pp. 28–41).
- Loram, I. D., Gollee, H., Lakie, M., & Gawthrop, P. J. (2011). Human control of an inverted pendulum: Is continuous control necessary? Is intermittent control effective? Is intermittent control physiological? *Journal of Physiology*, *589*(2), 307–324.  
<https://doi.org/10.1113/jphysiol.2010.194712>
- Lubetzky, A. V, Harel, D., & Lubetzky, E. (2018). On the effects of signal processing on sample entropy for postural control. *PLoS ONE*, *13*(3), 1–15.  
<https://doi.org/10.1371/journal.pone.0193460>
- Lüdecke, D., Ben-Shachar, M., Patil, I., & Makowski, D. (2020). Extracting, Computing and Exploring the Parameters of Statistical Models using R. *Journal of Open Source Software*, *5*(53), 2445. <https://doi.org/10.21105/joss.02445>
- Luyat, M., & Regia-Corte, T. (2009). Les affordances : de James Jerome Gibson aux formalisations récentes du concept. *L'Année Psychologique*, *109*(02), 297.  
<https://doi.org/10.4074/s000350330900205x>
- Macefield, V. G. (2021). The roles of mechanoreceptors in muscle and skin in human proprioception. *Current Opinion in Physiology*, *21*, 48–56.  
<https://doi.org/10.1016/j.cophys.2021.03.003>
- Magezi, D. A. (2015). Linear mixed-effects models for within-participant psychology experiments : an introductory tutorial and free , graphical user interface ( LMMgui ). *Frontiers in Psychology*, *6*(January), 1–7. <https://doi.org/10.3389/fpsyg.2015.00002>
- Manor, B., Costa, M. D., Hu, K., Newton, E., Starobinets, O., Kang, H. G., Peng, C. K., Novak,

- V., & Lipsitz, L. A. (2010). Physiological complexity and system adaptability: evidence from postural control dynamics of older adults. *Journal of Applied Physiology*, *109*(6), 1786–1791. <https://doi.org/10.1152/jappphysiol.00390.2010>
- Masoner, H., Hajnal, A., Clark, J. D., Dowell, C., Surber, T., Funkhouser, A., Doyon, J., Legradi, G., Samu, K., & Wagman, J. B. (2020). Complexity of postural sway affects affordance perception of reachability in virtual reality. *Quarterly Journal of Experimental Psychology*, *73*(12), 2362–2375. <https://doi.org/10.1177/1747021820943757>
- Massion, J. (1994). Postural control system. *Current Opinion in Neurobiology*, *4*(6), 877–887. [https://doi.org/10.1016/0959-4388\(94\)90137-6](https://doi.org/10.1016/0959-4388(94)90137-6)
- McKeon, P. O., & Hertel, J. (2008). Systematic Review of Postural Control and Lateral Ankle Instability, Part II: Is Balance Training Clinically Effective? *Journal of Athletic Training*, *43*(3), 305–315. <https://doi.org/10.4085/1062-6050-43.3.305>
- Mei, J., Quek, T., Manip, M., Pua, Y., Bryant, A. L., & Clark, R. A. (2013). The Influence of Cervical Spine Flexion-Rotation Range-of-Motion Asymmetry on Postural Stability in Older Adults. *Spine*, *38*(19), 1648–1655. <https://doi.org/10.1097/BRS.0b013e31829f23a0>
- Mergner, T., Schweigart, G., & Fennell, L. (2009). Vestibular humanoid postural control. *Journal of Physiology Paris*, *103*(3–5), 178–194. <https://doi.org/10.1016/j.jphysparis.2009.08.002>
- Michaud, L., Desjardins, D., Perreault, A., Mayer, A. S., Sauvé, M. O., Desjardins, R., & Lajoie, Y. (2025). Visual biofeedback and postural control: exploring potential implicit visual integration. *Journal of Motor Behavior*, In Press. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2025.109980>

- Michaud, L., Lafleur, D., & Lajoie, Y. (2023). Effect of center of mass immobilization on center of pressure displacement in single and dual-task. *Journal of Motor Behavior*, 55(6), 539–549. <https://doi.org/10.1080/00222895.2021.1896468>
- Michaud, L., Laniel, F., & Lajoie, Y. (2024). Increasing Visual Biofeedback Scale Changes Postural Control Complexity. *Applied Psychophysiology and Biofeedback*, 49(2), 291–299. <https://doi.org/10.1007/s10484-023-09619-w>
- Michaud, L., Lussier, R., Laniel, F., Séguin, M., Vandal, É., Baulac, S., & Lajoie, Y. (2025). Effect of Visual Biofeedback on Centre of Pressure Displacement During Belt-Induced Centre of Mass Immobilization: Possible Evidence of Exploratory Behaviour. *Manuscript in Preparation for Ecological Psychology*.
- Michaud, L., Pommier, L., Grondin, V., Giddings, S., Paquet, B., & Lajoie, Y. (2025). Immobilizing the Center of Mass through Multi-Segment versus Localized Restraints: Its Impact on the Center of Pressure Behaviour. *Manuscript Submitted to Motor Control*.
- Michaud, L., Richer, N., & Lajoie, Y. (2020). Number of trials needed to assess postural control of young adults in single and dual-task. *Journal of Motor Behavior*, 53(1), 30–39. <https://doi.org/10.1080/00222895.2020.1723479>
- Michaud, L., Rosa, C., Turgeon, L., Babineau, S., Boudreau, B., & Lajoie, Y. (2025). Effect of full-body immobilization on center of pressure complexity in open- and closed-eyes conditions. *Gait & Posture*, In Press. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2025.109980>.
- Mildren, R. L., & Bent, L. R. (2016). Vibrotactile stimulation of fast-adapting cutaneous afferents from the foot modulates proprioception at the ankle joint. *Journal of Applied Physiology*, 120(8), 855–864. <https://doi.org/10.1152/jappphysiol.00810.2015>

- Missen, K. J. (2024). *Characterizing sensory intergration mechanisms in open- and closed-loop models of human balance control*. University of British Columbia.
- Missen, K. J., Asslander, L., Babichuk, A., Chua, R., Inglis, J. T., & Carpenter, M. G. (2023). The role of torque feedback in standing balance. *Journal of Neurophysiology*, *130*(3), 585–595. <https://doi.org/10.1152/jn.00046.2023>
- Montesinos, L., Castaldo, R., & Pecchia, L. (2018). On the use of approximate entropy and sample entropy with centre of pressure. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, *15*(116), 1–15. <https://doi.org/10.1186/s12984-018-0465-9>
- Mousavi, S. H., Khorramroo, F., Minoonejad, H., & Zwerver, J. (2023). Effects of biofeedback on biomechanical factors associated with chronic ankle instability: a systematic review with meta-analysis. *BMC Sports Science, Medicine and Rehabilitation*, *15*(1), 1–17. <https://doi.org/10.1186/s13102-023-00780-7>
- Murnaghan, C. D., Carpenter, M. G., Chua, R., & Inglis, J. T. (2017). Keeping still doesn't "make sense": examining a role for movement variability by stabilizing the arm during a postural control task. *Journal of Neurophysiology*, *117*(2), 846–852. <https://doi.org/10.1152/jn.01150.2015>
- Murnaghan, C. D., Horslen, B. C., Inglis, J. T., & Carpenter, M. G. (2011). Exploratory behavior during stance persists with visual feedback. *Neuroscience*, *195*, 54–59. <https://doi.org/10.1016/j.neuroscience.2011.08.020>
- Murnaghan, C. D., Squair, J. W., Chua, R., Inglis, J. T., & Carpenter, M. G. (2013). Are increases in COP variability observed when participants are provided explicit verbal cues prior to COM stabilization? *Gait and Posture*, *38*(4), 734–738.

<https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2013.03.012>

- Murnaghan, C. D., Squair, J. W., Chua, R., Inglis, J. T., & Carpenter, M. G. (2014). Cortical contributions to control of posture during unrestricted and restricted stance. *Journal of Neurophysiology*, *111*(9), 1920–1926. <https://doi.org/10.1152/jn.00853.2012>
- Nagy, E., Toth, K., Janositz, G., Kovacs, G., Feher-Kiss, A., Angyan, L., & Horvath, G. (2004). Postural control in athletes participating in an ironman triathlon. *European Journal of Applied Physiology*, *92*(4–5), 407–413. <https://doi.org/10.1007/s00421-004-1157-7>
- Negahban, H., Sanjari, M. A., Karimi, M., & Parnianpour, M. (2016). Complexity and variability of the center of pressure time series during quiet standing in patients with knee osteoarthritis. *Clinical Biomechanics*, *32*, 280–285. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2015.10.011>
- Newell, K., & Slifkin, A. (1996). The nature of movement variability. In *Motor control and human skill: a multidisciplinary perspective* (Issue July, pp. 143–160). Human Kinetics.
- Oppenheim, U., Kohen-Raz, R., Alex, D., Kohen-Raz, A., & Azarya, M. (1999). Postural characteristics of diabetic neuropathy. *Diabetes Care*, *22*(2), 328–332. <https://doi.org/10.2337/diacare.22.2.328>
- Osler, C. J., Tersteeg, M. C. A., Reynolds, R. F., & Loram, I. D. (2013). Postural threat differentially affects the feedforward and feedback components of the vestibular-evoked balance response. *European Journal of Neuroscience*, *38*(8), 3239–3247. <https://doi.org/10.1111/ejn.12336>
- Paillard, T. (2012). Effects of general and local fatigue on postural control: A review. *Neuroscience and Biobehavioral Reviews*, *36*(1), 162–176.

<https://doi.org/10.1016/j.neubiorev.2011.05.009>

Paillard, T. (2016). *Posture et équilibration humaines* (1st ed.). deboeck supérieur.

Paillard, T., & Noé, F. (2015). Techniques and methods for testing the postural function in healthy and pathological subjects. *BioMed Research International*, 2015, 1–15.

<https://doi.org/10.1155/2015/891390>

Palatinus, Z., Kelty-Stephen, D. G., Kinsella-Shaw, J., Carello, C., & Turvey, M. T. (2014).

Haptic perceptual intent in quiet standing affects multifractal scaling of postural fluctuations. *Journal of Experimental Psychology: Human Perception and Performance*, 40(5), 1808–1818. <https://doi.org/10.1037/a0037247>

Pataky, T. C. (2012). One-dimensional statistical parametric mapping in Python. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 15(3), 295–301.

<https://doi.org/10.1080/10255842.2010.527837>

Patel, M., Fransson, P. A., Johansson, R., & Magnusson, M. (2011). Foam posturography:

Standing on foam is not equivalent to standing with decreased rapidly adapting mechanoreceptive sensation. *Experimental Brain Research*, 208(4), 519–527.

<https://doi.org/10.1007/s00221-010-2498-6>

Patel, M., Gomez, S., Berg, S., Almladh, P., Lindblad, J., Petersen, H., Magnusson, M.,

Johansson, R., & Fransson, P. A. (2008). Effects of 24-h and 36-h sleep deprivation on human postural control and adaptation. *Experimental Brain Research*, 185(2), 165–173.

<https://doi.org/10.1007/s00221-007-1143-5>

Peterka, R. J. (2002). Sensorimotor integration in human postural control. *Journal of*

*Neurophysiology*, 88(3), 1097–1118. <https://doi.org/10.1152/jn.00605.2001>

- Peterka, R. J. (2003). Simplifying the Complexities of Maintaining Balance. *IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine*, 22(2), 63–68.  
<https://doi.org/10.1109/MEMB.2003.1195698>
- Peterson, N. A., Hajnal, A., Wagman, J. B., & Stoffregen, T. A. (2024). The Complexity of Head Movement is Correlated with Learning about Affordances for Walking. *Journal of Motor Behavior*, 56(3), 275–289. <https://doi.org/10.1080/00222895.2023.2293000>
- Pincus, S. M., & Goldberger, A. L. (1994). Physiological time-series analysis : what does regularity quantify ? *American Journal of Physiology-Heart and Circulatory Physiology*, 266(4), H1643–H1656. <https://doi.org/10.1152/ajpheart.1994.266.4.H1643>
- Piponnier, J. C., Hanssens, J. M., & Faubert, J. (2009). Effect of visual field locus and oscillation frequencies on posture control in an ecological environment. *Journal of Vision*, 9(1), 1–10.  
<https://doi.org/10.1167/9.1.13>
- Prado-rico, J. M., Alouche, S. R., Sodr e, A. C., Barroso, R., Costa, D. S., Maria, S., Ferreira, S., & Freitas, D. (2018). Gait & Posture Effect of force magnitude of touch on the components of postural sway. *Gait & Posture*, 65, 15–19.  
<https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2018.06.164>
- Prochazka, A., Gillard, D., & Bennett, D. J. (1997a). Implications of positive feedback in the control of movement. *Journal of Neurophysiology*, 77(6), 3237–3251.  
<https://doi.org/10.1152/jn.1997.77.6.3237>
- Prochazka, A., Gillard, D., & Bennett, D. J. (1997b). Positive force feedback control of muscles. *Journal of Neurophysiology*, 77(6), 3226–3236. <https://doi.org/10.1152/jn.1997.77.6.3226>
- Promsri, A., Haid, T., & Federolf, P. (2020). Complexity, Composition, and Control of Bipedal

Balancing Movements as the Postural Control System Adapts to Unstable Support Surfaces or Altered Feet Positions. *Neuroscience*, 430, 113–124.

<https://doi.org/10.1016/j.neuroscience.2020.01.031>

Pua, Y., Liang, Z., Ong, P., Bryant, A. L., Lo, N., & Clark, R. A. (2011). Associations of Knee Extensor Strength and Standing Balance With Physical Function in Knee Osteoarthritis.

*Arthritis Care & Research*, 63(12), 1706–1714. <https://doi.org/10.1002/acr.20615>

Quatman-Yates, C. C., Bonnette, S., Hugentobler, J. A., Médé, B., Kiefer, A. W., Kurowski, B. G., Riley, M. A., & York, N. (2015). Postconcussion Postural Sway Variability Changes in Youth: The Benefit of Structural Variability Analyses. *Pediatric Physical Therapy*, 27(4),

316–327. <https://doi.org/10.1097/PEP.0000000000000193>.Postconcussion

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

<https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2014.01.009>

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

<https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2017.11.016>

Raffi, M., & Piras, A. (2019). Investigating the crucial role of optic flow in postural control: central vs. peripheral visual field. *Applied Sciences*, 9(5), 1–10.

<https://doi.org/10.3390/app9050934>

Rajachandrakumar, R., Mann, J., Schinkel-ivy, A., & Mansfielda, A. (2018). Exploring the relationship between stability and variability of the centre of mass and centre of pressure.

*Gait & Posture*, 63, 254–259. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2018.05.008>

- Redfern, M. S., Yardley, L., & Bronstein, A. M. (2001). Visual influences on balance. *Journal of Anxiety Disorders, 15*(1–2), 81–94. [https://doi.org/10.1016/S0887-6185\(00\)00043-8](https://doi.org/10.1016/S0887-6185(00)00043-8)
- Reed, C. A., Chaudhari, A. M. W., Worthen-Chaudhari, L. C., Bigelow, K. E., & Monfort, S. M. (2020). A new perspective on transient characteristics of quiet stance postural control. *PLoS ONE, 15*, 1–18. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0237246>
- Refshauge, K. M., Chan, R., Taylor, J. L., & McCloskey, D. I. (1995). Detection of movements imposed on human hip, knee, ankle and toe joints. *The Journal of Physiology, 488*(1), 231–241. <https://doi.org/10.1113/jphysiol.1995.sp020961>
- Rhine, T., Quatman-yates, C., & Clark, R. A. (2015). A Longitudinal Examination of Postural Impairments in Children With Mild Traumatic Brain Injury : Implications for Acute Testing. *Journal of Head Trauma Rehabilitation, 32*(2), E18–E23. <https://doi.org/10.1097/HTR.0000000000000192>
- Riccio, G. E. (1993). Information in movement variability: About the qualitative dynamics of posture and orientation. In K. M. Newell & D. M. Corcos (Eds.), *Variability and motor control* (pp. 317–357). Human Kinetics.
- Riccio, G. E., & Stoffregen, T. A. (1988). Affordances as constraints on the control of stance. *Human Movement Science, 7*(2–4), 265–300. [https://doi.org/10.1016/0167-9457\(88\)90014-0](https://doi.org/10.1016/0167-9457(88)90014-0)
- Richer, N., & Lajoie, Y. (2020). Automaticity of Postural Control while Dual-tasking Revealed in Young and Older Adults. *Experimental Aging Research, 46*(1), 1–21. <https://doi.org/10.1080/0361073X.2019.1693044>
- Richer, N., Saunders, D., Polskaia, N., & Lajoie, Y. (2017). The effects of attentional focus and

- cognitive tasks on postural sway may be the result of automaticity. *Gait and Posture*, *54*, 45–49. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2017.02.022>
- Richman, J. S., & Moorman, J. R. (2000). Physiological time-series analysis using approximate entropy and sample entropy. *American Journal of Physiology-Heart and Circulatory Physiology*, *278*(6), H2039–H2049. <https://doi.org/10.1152/ajpheart.2000.278.6.H2039>
- Riley, M. A., Mitra, S., Stoffregen, T. A., & Turvey, M. T. (1997). Influences of Body Lean and Vision on Unperturbed Postural Sway. *Motor Control*, *1*(3), 229–246. <https://doi.org/10.1123/mcj.1.3.229>
- Riley, M. A., Wong, S., Mitra, S., & Turvey, M. T. (1997). Common effects of touch and vision on postural parameters. *Experimental Brain Research*, *117*(1), 165–170. <https://doi.org/10.1007/s002210050211>
- Roerdink, M., De Haart, M., Daffertshofer, A., Donker, S. F., Geurts, A. C. H., & Beek, P. J. (2006). Dynamical structure of center-of-pressure trajectories in patients recovering from stroke. *Experimental Brain Research*, *174*(2), 256–269. <https://doi.org/10.1007/s00221-006-0441-7>
- Roerdink, M., Hlavackova, P., & Vuillerme, N. (2011). Center-of-pressure regularity as a marker for attentional investment in postural control: A comparison between sitting and standing postures. *Human Movement Science*, *30*(2), 203–212. <https://doi.org/10.1016/j.humov.2010.04.005>
- Rosen, P. Von. (2023). Analysing time-use composition as dependent variables in physical activity and sedentary behaviour research: different compositional data analysis approaches. *Journal of Activity, Sedentary and Sleep Behaviors*, *2*(23), 1–11.

<https://doi.org/10.1186/s44167-023-00033-5>

Rougier, P. (2004). Optimising the visual feedback technique for improving upright stance maintenance by delaying its display: Behavioural effects on healthy adults. *Gait and Posture*, *19*(2), 154–163. [https://doi.org/10.1016/S0966-6362\(03\)00056-0](https://doi.org/10.1016/S0966-6362(03)00056-0)

Rougier, P., Farenc, I., & Berger, L. (2004). Modifying the gain of the visual feedback affects undisturbed upright stance control. *Clinical Biomechanics*, *19*(8), 858–867. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2004.04.013>

Ruhe, A., Fejer, R., & Walker, B. (2010). The test-retest reliability of center of pressure measures in bipedal static task conditions - A systematic review of the literature. *Gait & Posture*, *32*(4), 436–445. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2010.09.012>

Sabatini, A. M. (2000). Analysis of postural sway using entropy measures of signal complexity. *Medical and Biological Engineering and Computing*, *38*(6), 617–624. <https://doi.org/10.1007/BF02344866>

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

Sang, Y. F. (2012). A Practical Guide to Discrete Wavelet Decomposition of Hydrologic Time Series. *Water Resources Management*, *26*(11), 3345–3365. <https://doi.org/10.1007/s11269-012-0075-4>

Šarabon, N., Potocanac, Z., Gorjan, D., & Babic, J. (2018). Small , movement dependent perturbations substantially alter postural control strategy in healthy young adults. *Journal of Biomechanics*, *91*, 1–6. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2018.09.008>

- Sasagawa, S., Ushiyama, J., Kouzaki, M., & Kanehisa, H. (2009). Effect of the hip motion on the body kinematics in the sagittal plane during human quiet standing. *Neuroscience Letters*, 450(1), 27–31. <https://doi.org/10.1016/j.neulet.2008.11.027>
- Schieppati, M., Hugon, M., Grasso, M., Nardone, A., & Galante, M. (1994). The limits of equilibrium in young and elderly normal subjects and in parkinsonians. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology/ Evoked Potentials*, 93(4), 286–298. [https://doi.org/10.1016/0168-5597\(94\)90031-0](https://doi.org/10.1016/0168-5597(94)90031-0)
- Schmuckler, M. A., & Tang, A. (2019). Multisensory factors in postural control: Varieties of visual and haptic effects. *Gait and Posture*, 71, 87–91. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2019.04.018>
- Schwab-Farrell, S. M., Mayr, R., Davis, T. J., Riley, M. A., & Silva, P. L. (2025). Effects of Constraining Postural Sway During Upper-Limb Precision Aiming Task Practice in Individuals with Stroke. *Journal of Motor Behavior*, 57(1), 61–76. <https://doi.org/10.1080/00222895.2024.2416232>
- Schwesig, R., Goldich, Y., Hahn, A., Müller, A., Kohen-Raz, R., Kluttig, A., & Morad, Y. (2011). Postural control in subjects with visual impairment. *European Journal of Ophthalmology*, 21(3), 303–309. <https://doi.org/10.5301/EJO.2010.5504>
- Scott, V., Wagar, B., Sum, A., Metcalfe, S., & Wagar, L. (2010). A Public Health Approach to Fall Prevention Among Older Persons in Canada. *Clinics in Geriatric Medicine*, 26(4), 705–718. <https://doi.org/10.1016/j.cger.2010.06.003>
- Serra-Añó, P., López-Bueno, L., García-Massó, X., Pellicer-Chenoll, M. T., & González, L. M. (2015). Postural control mechanisms in healthy adults in sitting and standing positions.

*Perceptual and Motor Skills*, 121(1), 119–134.

<https://doi.org/10.2466/26.25.PMS.121c10x4>

Sifuzzaman, M., Islam, M. R., & Ali, M. Z. (2009). Application of wavelet transform and its advantages compared to fourier transform. *Journal of Physical Sciences*, 13(1), 121–134.

Simmons, R. W. (2005). Sensory organization determinants of postural stability in trained ballet dancers. *International Journal of Neuroscience*, 115(1), 87–97.

<https://doi.org/10.1080/00207450490512678>

Simonsohn, U. (2015). Small Telescopes: Detectability and the Evaluation of Replication Results. *Psychological Science*, 26(5), 559–569.

<https://doi.org/10.1177/0956797614567341>

Soames, R. W., & Atha, J. (1982). The spectral characteristics of postural sway behaviour.

*European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, 49(2), 169–177.

<https://doi.org/10.1007/BF02334065>

St-Amant, G., Salzman, T., Michaud, L., Polskaia, N., Fraser, S., & Lajoie, Y. (2022).

Hemodynamic responses of quiet standing simultaneously performed with different cognitive loads in older adults. *Human Movement Science*, 82, 1–11.

<https://doi.org/10.1016/j.humov.2022.102931>

Stépán, G., & Kollár, L. (2000). Balancing with reflex delay. *Mathematical and Computer*

*Modelling*, 31(4–5), 199–205. [https://doi.org/10.1016/S0895-7177\(00\)00039-X](https://doi.org/10.1016/S0895-7177(00)00039-X)

Stergiou, N., & Decker, L. M. (2011). Human movement variability, nonlinear dynamics, and pathology: Is there a connection? *Human Movement Science*, 30(5), 869–888.

<https://doi.org/10.1016/j.humov.2011.06.002>

- Stergiou, N., Harbourne, R. T., & Cavanaugh, J. T. (2006). Optimal movement variability: a new theoretical perspective for neurologic physical therapy. *Journal Articles*, 69(3), 120–129. <https://doi.org/10.1097/01.NPT.0000281949.48193.d9>
- Stins, J. F., Michielsen, M. E., Roerdink, M., & Beek, P. J. (2009). Sway regularity reflects attentional involvement in postural control: effects of expertise, vision and cognition. *Gait & Posture*, 30(1), 106–109. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2009.04.001>
- Stins, J. F., Roerdink, M., & Beek, P. J. (2011). To freeze or not to freeze? Affective and cognitive perturbations have markedly different effects on postural control. *Human Movement Science*, 30(2), 190–202. <https://doi.org/10.1016/j.humov.2010.05.013>
- Stoffregen, T. A., Pagulayan, R. J., Bardy, B. G., & Hettinger, L. J. (2000). Modulating postural control to facilitate visual performance. *Human Movement Science*, 19(2), 203–220. [https://doi.org/10.1016/S0167-9457\(00\)00009-9](https://doi.org/10.1016/S0167-9457(00)00009-9)
- Stoffregen, T. A., & Riccio, G. E. (1988). An Ecological Theory of Orientation and the Vestibular System. *Psychological Review*, 95(1), 3–14. <https://doi.org/10.1037/0033-295X.95.1.3>
- Taguchi, K. (1978). Spectral analysis of the movement of the center of gravity in vertiginous and ataxic patients. *Agressologie*, 19(B), 69–70.
- Tannert, I., Schulleri, K. H., Michel, Y., Villa, S., Johannsen, L., Hermsdorfer, J., & Lee, D. (2021). Immediate Effects of Vibrotactile Biofeedback Instructions on Human Postural Control. *Proceedings of the Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, EMBS*, 7426–7432. <https://doi.org/10.1109/EMBC46164.2021.9630992>

- Thelen, E., Corbetta, D., Kamm, K., Spencer, J. P., Schneider, K., & Zernicke, R. F. (1993). The Transition to Reaching: Mapping Intention and Intrinsic Dynamics. *Child Development*, *64*(4), 1058–1098. <https://doi.org/10.1111/j.1467-8624.1993.tb04188.x>
- Trajković, N., Kozinc, Ž., Smajla, D., & Šarabon, N. (2021). Relationship between ankle strength and range of motion and postural stability during single-leg quiet stance in trained athletes. *Scientific Reports*, *11*(1), 1–8. <https://doi.org/10.1038/s41598-021-91337-6>
- Tuthill, J. C., & Azim, E. (2018). Proprioception. *Current Biology*, *28*(5), R194–R203. <https://doi.org/10.1016/j.cub.2018.01.064>
- Ullah, S., & Finch, C. F. (2013). Applications of functional data analysis: A systematic review. *BMC Medical Research Methodology*, *13*(1). <https://doi.org/10.1186/1471-2288-13-43>
- Van der Kooij, H., Campbell, A. D., & Carpenter, M. G. (2011). Sampling duration effects on centre of pressure descriptive measures. *Gait and Posture*, *34*(1), 19–24. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2011.02.025>
- Van Der Kooij, H., & De Vlugt, E. (2007). Postural responses evoked by platform perturbations are dominated by continuous feedback. *Journal of Neurophysiology*, *98*(2), 730–743. <https://doi.org/10.1152/jn.00457.2006>
- Van Der Kooij, H., Jacobs, R., Koopman, B., & Van Der Helm, F. (2001). An adaptive model of sensory integration in a dynamic environment applied to human stance control. *Biological Cybernetics*, *84*(2), 103–115. <https://doi.org/10.1007/s004220000196>
- Van Emmerik, R. E. A., & Van Wegen, E. E. H. (2000). On variability and stability in human movement. *Journal of Applied Biomechanics*, *16*(4), 394–406. <https://doi.org/10.1123/jab.16.4.394>

- Vuillerme, N., Bertrand, R., & Pinsault, N. (2008). Postural Effects of the Scaled Display of Visual Foot Center of Pressure Feedback Under Different Somatosensory Conditions at the Foot and the Ankle. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 89(10), 2034–2036. <https://doi.org/10.1016/j.apmr.2008.03.017>
- Wade, M. G., & Jones, G. (1997). The role of vision and spatial orientation in the maintenance of posture. *Physical Therapy*, 77(6), 619–628. <https://doi.org/10.1093/ptj/77.6.619>
- Wardman, D. L., Taylor, J. L., & Fitzpatrick, R. C. (2003). Effects of galvanic vestibular stimulation on human posture and perception while standing. *Journal of Physiology*, 551(3), 1033–1042. <https://doi.org/10.1113/jphysiol.2003.045971>
- Weir, J. P. (2005). Quantifying test-retest reliability using the intraclass correlation coefficient and the SEM. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 19(1), 231–240. <https://doi.org/10.1519/15184.1>
- Werness, S. A. S., & Anderson, D. J. (1984). Parametric analysis of dynamic postural responses. *Biological Cybernetics*, 51(3), 155–168. <https://doi.org/10.1007/BF00346137>
- Winter, D. A. (1995). Human balance and posture control during standing and walking. *Gait & Posture*, 3(4), 193–214. [https://doi.org/10.1016/0966-6362\(96\)82849-9](https://doi.org/10.1016/0966-6362(96)82849-9)
- Winter, D. A., Patla, A. E., Prince, F., Ishac, M., & Gielo-Perczak, K. (1998). Stiffness Control of Balance in Quiet Standing. *Journal of Neurophysiology*, 80(3), 1211–1221. <https://doi.org/10.1152/jn.1998.80.3.1211>
- Winter, D. A., Prince, F., Frank, J. S., Powell, C., & Zabjek, K. F. (1996). Unified theory regarding A/P and M/L balance in quiet stance. *Journal of Neurophysiology*, 75(6), 2334–2343. <https://doi.org/10.1152/jn.1996.75.6.2334>

Wood, S. N. (2017). Generalized additive models: An introduction with R, second edition. In *Generalized Additive Models: An Introduction with R, Second Edition*.

<https://doi.org/10.1201/9781315370279>

Woollacott, M., & Shumway-Cook, A. (1996). Concepts and methods for assessing postural instability. *Journal of Aging and Physical Activity*, 4(3), 214–233.

<https://doi.org/10.1123/japa.4.3.214>

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

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

Zatsiorsky, V. M., & Duarte, M. (1999). Instant equilibrium point and its migration in standing tasks: rambling and trembling components of the stabilogram. *Motor Control*, 3(1), 28–38.

<https://doi.org/10.1123/mcj.3.1.28>

Zatsiorsky, V. M., & Duarte, M. (2000). Rambling and trembling in quiet standing. *Motor Control*, 4(2), 185–200. <https://doi.org/10.1123/mcj.4.2.185>

Zwart, R., Ledebt, A., Fong, B. F., de Vries, H., & Savelsbergh, G. J. P. (2005). The affordance of gap crossing in toddlers. *Infant Behavior and Development*, 28(2), 145–154.

<https://doi.org/10.1016/j.infbeh.2005.01.001>

## Annexe 1 : Erreur standard de mesure

### A1.1 Introduction

Les CCI sont fréquemment utilisées pour évaluer la fiabilité entre plusieurs répétitions d'une même mesure. Toutefois, cette forme de fiabilité, dite relative, prend en compte à la fois la variabilité interindividuelle (entre les participants) et intra-individuelle (entre les essais d'un même participant). Ainsi, une valeur de CCI donnée ne permet pas de déterminer si la fiabilité observée découle réellement d'une faible variabilité entre les essais, ou simplement d'une grande variabilité entre les participants (Weir, 2005). Pour pallier cette limitation, il est recommandé de considérer également l'erreur standard de mesure (*standard error of measurement* – SEM). Le SEM est une estimation de la variabilité au sein d'un même participant, indépendante de la dispersion entre les individus. Il fournit ainsi une mesure de la fiabilité absolue, complémentaire au CCI, sans toutefois le remplacer.

### A1.2 Méthode

Le SEM a été calculé pour les différentes variables présentées au chapitre 4 à l'aide de la formule suivante (Weir, 2005) :

$$\%SEM = \left( \frac{ÉT\sqrt{1 - CCI}}{\bar{X}} \right) * 100$$

Où ÉT correspond à l'écart-type et  $\bar{X}$  la moyenne.

### A1.3 Résultats

Les valeurs de %SEM sont présentées dans le tableau A1.1.

**Tableau A1.1.** Erreur standard de mesure (%SEM) des différentes variables du CdP en fonction de la phase (non-immobilisée, immobilisée) et de la condition visuelle (yeux ouverts, yeux fermés) (ÉT = écart-type; Vitesse = vitesse moyenne; SampEn = sample entropy; Ilr = log-ratio isométrique).

Variables	Non-immobilisée		Immobilisée	
	Ouverts	Fermés	Ouverts	Fermés
ÉT	50.25	33.61	42.77	38.61
Vitesse	32.47	24.61	20.42	32.28
SampEn	51.06	59.01	52.75	76.99
Ilr1	27.01	20.16	27.36	29.33
Ilr2	43.3	39.8	29.88	26.91
Ilr3	89.01	89.75	76.06	88.09

## Annexe 2 : Effet des essais répétés

### A2.1 Introduction

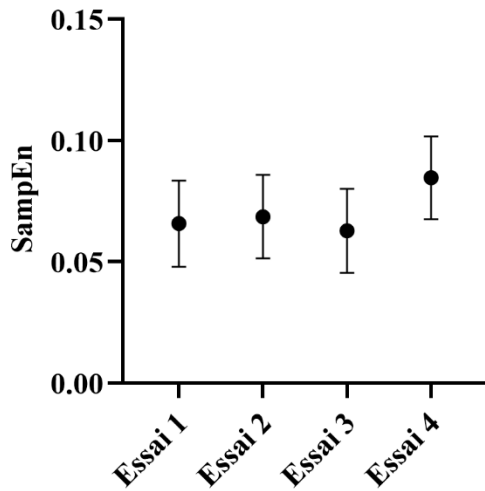
L'expérience décrite au chapitre 4 pourrait engendrer une certaine fatigue. En effet, les participants devaient demeurer debout sans bouger tout en supportant, à l'aide de leur dos, une charge dans une condition posturale peu écologique. Michaud et al. (2023) ont rapporté que certains participants se sentaient fatigués à la fin d'une expérience comparable, qui comprenait initialement cinq essais par condition, pour un total de dix essais. Bien qu'aucune remarque explicite de ce type n'ait été formulée dans le cadre de la présente étude, l'hypothèse d'un effet de fatigue ne peut être entièrement écartée. Des analyses statistiques supplémentaires ont donc été réalisées afin d'examiner cette possibilité.

### A2.2 Méthode

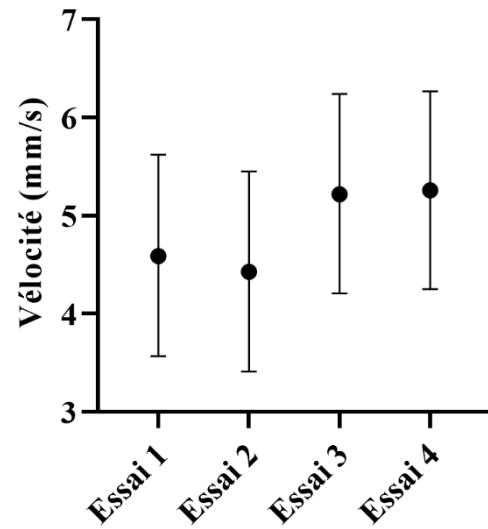
Un modèle linéaire mixte a été construit afin d'examiner l'effet du numéro d'essai, inclus comme variable indépendante additionnelle sous forme d'effet fixe. Le modèle a été estimé à l'aide des progiciels R *LmerTest* et *Lme4* (Bates et al., 2015; Kuznetsova et al., 2017), selon la formule suivante :  $\text{lmer}(\text{Variable} \sim \text{Yeux} \times \text{Phase} \times \text{Essai} + (1 | \text{Participant}))$ . Des tests post hoc ont été réalisés en cas d'effet principal ou d'interaction significative à l'aide du progiciel R *emmeans* (Lenth, 2017) avec correction des comparaisons multiples selon la méthode *mvt*.

### A2.3 Résultats

Les résultats n'ont révélé aucun effet principal du facteur Essai ( $p > 0.05$ ), à l'exception de la SampEn ( $F(3, 248.98) = 2.69, p < 0.05$ ) et de la vitesse moyenne ( $F(3, 238.12) = 2.85, p < 0.05$ ). Toutefois, les analyses post hoc n'ont montré aucun contraste significativement différent (Figure A2.1 et Figure A2.2).



**Figure A2.1.** Moyennes marginales ( $\pm$  95% IC) de la SampEn en fonction des essais.



**Figure A2.2.** Moyennes marginales ( $\pm$  95% IC) de la vitesse moyenne en fonction des essais.

#### A2.4 Discussion

Dans l'ensemble, les résultats des analyses additionnelles suggèrent un effet limité de l'ajout d'essais sur les différentes variables du CdP. Bien que l'augmentation du nombre d'essais puisse améliorer la fiabilité des données, le risque de fatigue demeure présent. Le nombre d'essais retenu dans la présente étude semble ainsi constituer un compromis adéquat entre précision et faisabilité expérimentale.

## **Annexe 3 : Effet du décalage du centre de pression au moment de l'immobilisation**

### **A3.1 Introduction**

Parmi les éléments pouvant expliquer l'effet de l'immobilisation du CdM sur le mouvement du CdP, certains auteurs ont proposé qu'un mauvais alignement initial du corps pourrait engendrer une rétroaction positive de couple. Cette rétroaction provoquerait une augmentation du mouvement du CdP, le SNC cherchant à repositionner le corps dans un alignement plus stable. Selon Missen et al. (2023) un décalage d'aussi peu que 3 mm entre la position d'immobilisation et la position d'équilibre serait suffisant pour engendrer une dérive importante du CdP. La présente annexe explore si une correction est nécessaire.

### **A3.2 Méthode**

Les résultats des trois expériences d'immobilisation (article 1, 2 et 5) ont été réanalysés afin d'évaluer l'existence d'une relation entre le décalage du CdP et la variabilité du CdP en phase d'immobilisation. Pour calculer la position du CdP au moment de l'immobilisation, tout en tenant compte de petites variations juste avant, une moyenne a été calculée en utilisant 150 points de données pré-immobilisation (1.5 s).

Comme la forme de la relation entre le décalage et la variabilité du CdP est inconnue, trois approches statistiques ont été testées afin d'examiner une éventuelle relation non linéaire, et en particulier l'effet potentiel de décalages négatifs ou positifs. Un premier modèle linéaire a été construit avec les progiciels R *lme4* et la fonction *lmerTest* (Bates et al., 2015; Kuznetsova et al., 2017). Un second modèle, de forme quadratique, a ensuite été construit en ajoutant un terme polynôme de degré 2 au modèle linéaire mixte. Enfin, un modèle additif généralisé (GAM) a été construit avec le progiciel R *mgcv* (Wood, 2017). Pour les GAM, des fonctions splines de lissages ont été construites avec une base de dimension  $k=10$ , et les paramètres ont été estimés via la

méthode REML afin de limiter le surajustement. La force de la non-linéarité étudiée avec les modèles GAM peut être quantifiée à l'aide des degrés de liberté effectifs (edf). Une valeur edf de 1 représente une relation linéaire alors qu'une valeur  $\text{edf} > 1$  représente une relation non linéaire pouvant être forte ( $\text{edf} > 2$ ) ou faible ( $\text{edf} < 2$ ) (Hunsicker et al., 2016). En cas d'effet principal ou d'interaction significative dans les modèles linéaires ou quadratiques, les pentes marginales ont été évaluées à l'aide de la fonction *emtrends* du progiciel R *emmeans* (Lenth, 2017).

Les trois modèles ont été définis de manière à inclure les interactions pertinentes propres aux expériences. La syntaxe des modèles utilisés est présentée dans le tableau A3.1.

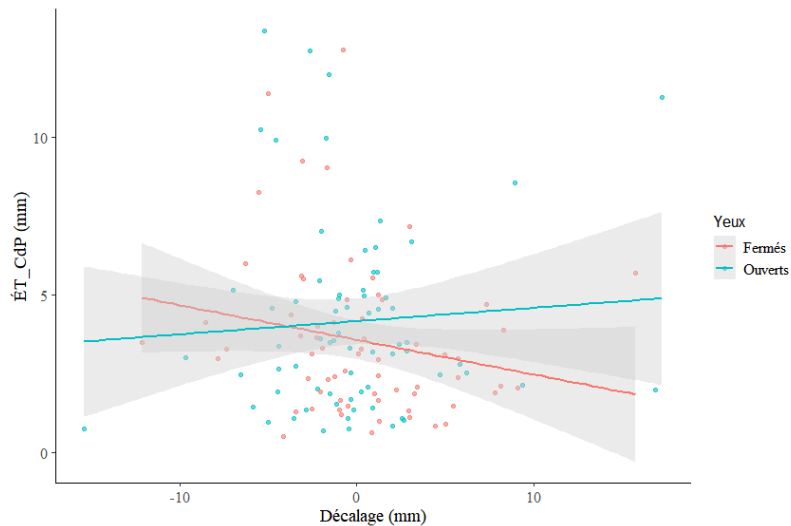
**Tableau A3.1.** Résumé des modèles.

<b>Expérience 1</b>	
<i>Modèles</i>	
Linéaire	$\text{lmer}(\text{Variabilité} \sim \text{Décalage} \times \text{Yeux} + (1 \mid \text{Participant}))$
Quadratique	$\text{lmer}(\text{Variabilité} \sim (\text{Décalage} + \text{I}(\text{Décalage}^2)) \times \text{Yeux} + (1 \mid \text{Participant}))$
Additif généralisé	$\text{gam}(\text{Variabilité} \sim \text{s}(\text{Décalage}, \text{by} = \text{Yeux}) + \text{Yeux} + \text{s}(\text{Participant}, \text{bs} = \text{"re"}))$
<b>Expérience 2</b>	
<i>Modèles</i>	
Linéaire	$\text{lmer}(\text{Variabilité} \sim \text{Décalage} \cdot \text{Yeux} \cdot \text{Type-Immobilisation} + (1 \mid \text{Participant}))$
Quadratique	$\text{lmer}(\text{Variabilité} \sim (\text{Décalage} + \text{I}(\text{Décalage}^2)) \times \text{Yeux} \times \text{Type-Immobilisation} + (1 \mid \text{Participant}))$
Additif généralisé	$\text{gam}(\text{Variabilité} \sim \text{s}(\text{Décalage}, \text{by} = \text{interaction}(\text{Yeux}, \text{Type-Immobilisation})) + \text{Yeux} \times \text{Type-Immobilisation} + \text{s}(\text{Participant}, \text{bs} = \text{"re"}))$
<b>Expérience 5</b>	
<i>Modèles</i>	
Linéaire	$\text{lmer}(\text{Variabilité} \sim \text{Décalage} \cdot \text{Rétroaction} + (1 \mid \text{Participant}))$
Quadratique	$\text{lmer}(\text{Variabilité} \sim (\text{Décalage} + \text{I}(\text{Décalage}^2)) \cdot \text{Rétroaction} + (1 \mid \text{Participant}))$
Additif généralisé	$\text{gam}(\text{Variabilité} \sim \text{s}(\text{Décalage}, \text{by} = \text{Rétroaction}) + \text{Rétroaction} + \text{s}(\text{Participant}, \text{bs} = \text{"re"}))$

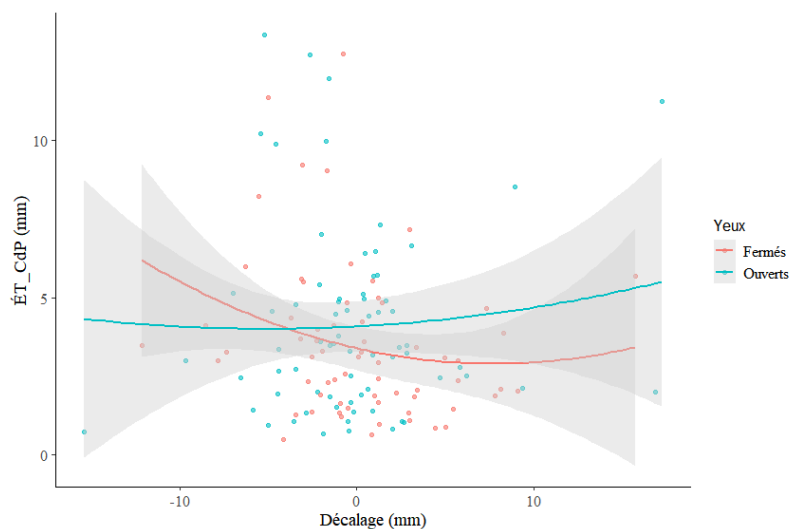
### A3.3 Résultats

#### A3.3.1 Expérience 1

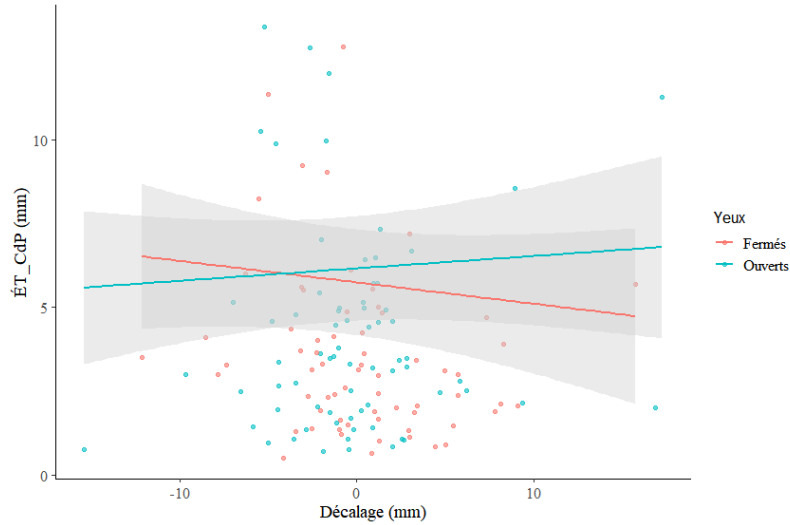
Les modèles linéaires (Figure A3.1) et quadratiques (Figure A3.2) n'ont révélé aucun résultat significatif concernant la relation entre le décalage au moment de l'immobilisation et la variabilité du CdP pendant la phase d'immobilisation ( $p > 0.05$ ). De plus, le modèle GAM (Figure A3.3) a montré que les termes lissés n'étaient pas significatifs ( $p > 0.05$ ), avec un edf de 1 pour les deux conditions visuelles.



**Figure A3.1.** Représentation de la relation linéaire entre le décalage et la variabilité du centre de pression (ÉT\_CdP) en fonction de la condition visuelle. La zone grisée représente l'intervalle de confiance à 95 %.



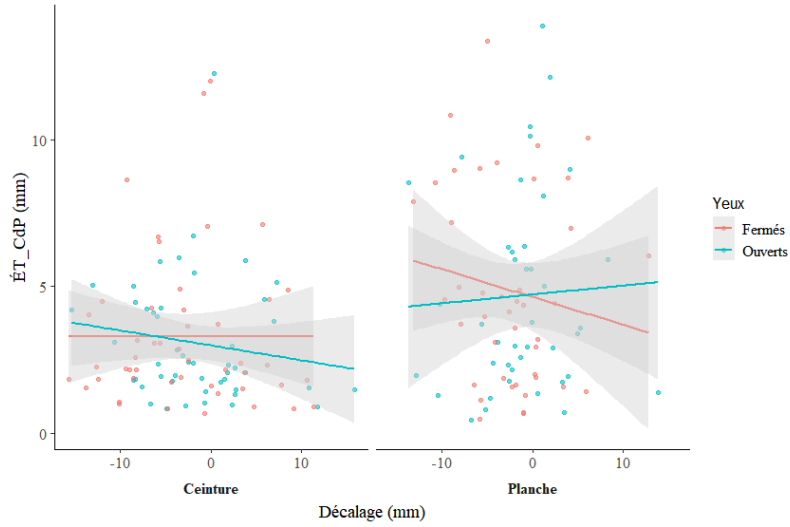
**Figure A3.2.** Représentation de la relation quadratique entre le décalage et la variabilité du centre de pression (ÉT\_CdP) en fonction de la condition visuelle. La zone grisée représente l'intervalle de confiance à 95 %.



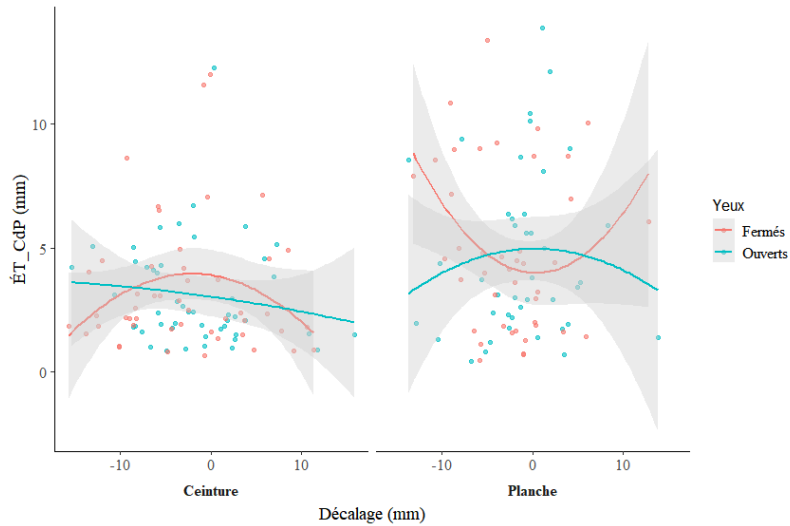
**Figure A3.3.** Représentation de la relation non linéaire obtenue via un modèle GAM entre le décalage et la variabilité du centre de pression (ÉT\_CdP) en fonction du type d'immobilisation et de la condition visuelle. La zone grisée représente l'intervalle de confiance à 95 %.

### A3.3.2 Expérience 2

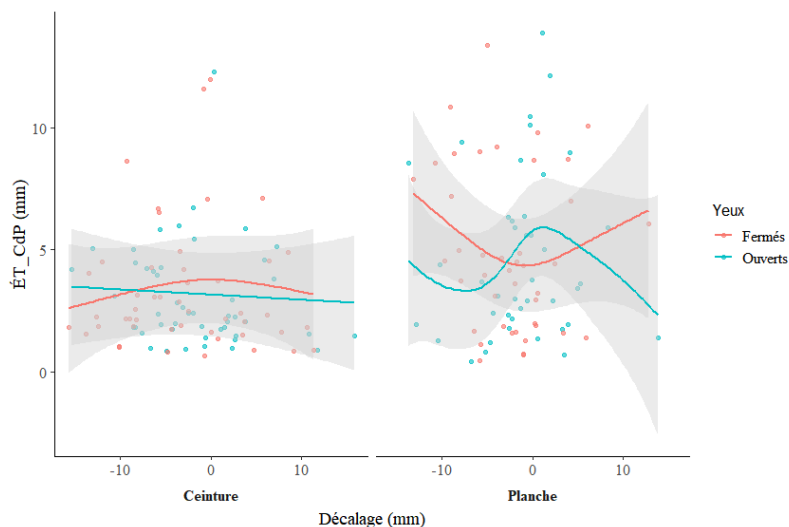
Le modèle linéaire (Figure A3.4) n'a montré aucune relation significative pour l'ensemble des interactions ou des effets principaux associés au décalage ( $p > 0.05$ ). Le modèle GAM (Figure A3.5) a également indiqué que les termes lissés n'étaient pas significatifs ( $p > 0.05$ ), bien que certaines relations présentaient des valeurs de lissage (edf) supérieur à 1 (Ceinture + Yeux fermés : edf = 1.00; Ceinture + Yeux fermés : edf = 1.58; Planche + Yeux ouverts : edf = 3.35; Planche + Yeux fermés : edf = 2.21). Le modèle quadratique (Figure A3.6) a révélé une interaction significative entre le décalage, le type d'immobilisation et la condition visuelle ( $F(1, 158.72) = 6.92$  ;  $p < 0.01$ ). Toutefois, les valeurs *emtrends* n'ont pas montré de pente quadratique significative ( $p > 0.05$ ).



**Figure A3.4.** Représentation de la relation linéaire entre le décalage et la variabilité du centre de pression (ÉT\_CdP) en fonction du type d’immobilisation et de la condition visuelle. La zone grisée représente l’intervalle de confiance à 95 %.



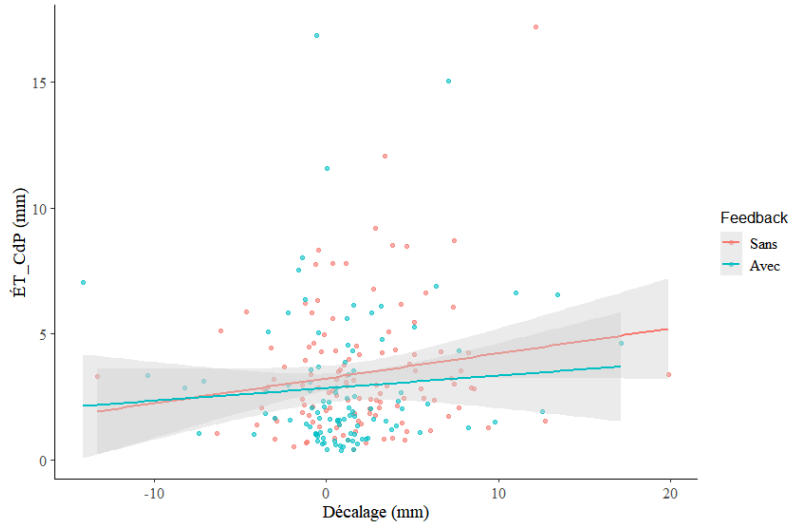
**Figure A3.5.** Représentation de la relation quadratique entre le décalage et la variabilité du centre de pression (ÉT\_CdP) en fonction du type d’immobilisation et de la condition visuelle. La zone grisée représente l’intervalle de confiance à 95 %.



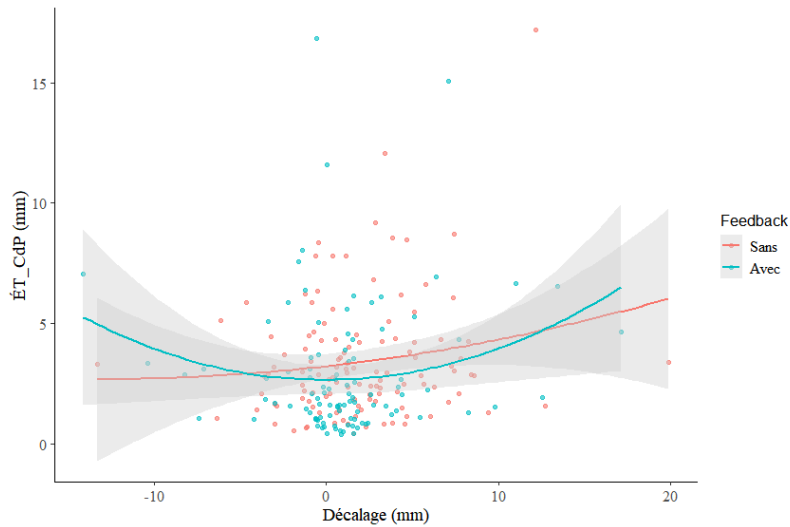
**Figure A3.6.** Représentation de la relation non linéaire obtenue via un modèle GAM entre le décalage et la variabilité du centre de pression (ÉT\_CdP) en fonction du type d'immobilisation et de la condition visuelle. La zone grisée représente l'intervalle de confiance à 95 %.

### A3.3.3 Expérience 5

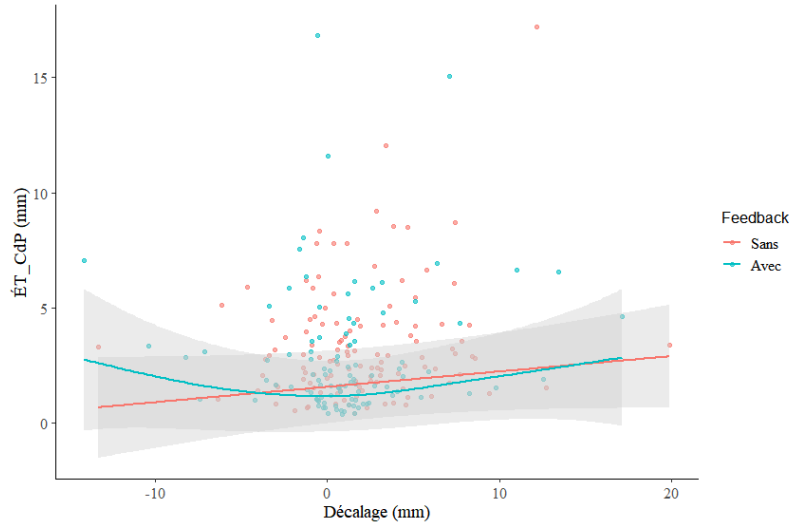
Comme pour l'expérience 1, les modèles linéaires (Figure A3.7) et quadratiques (Figure A3.8) n'ont révélé aucun résultat significatif concernant la relation entre le décalage au moment de l'immobilisation et la variabilité du CdP pendant la phase d'immobilisation ( $p > 0.05$ ). Le modèle GAM (Figure A3.9) a, quant à lui, montré que les termes lissés n'étaient pas significatifs ( $p > 0.05$ ), avec une valeur edf de 1 pour la condition sans rétroaction visuelle et une valeur edf de 2.12 pour la condition avec rétroaction visuelle.



**Figure A3.7.** Représentation de la relation linéaire entre le décalage et la variabilité du centre de pression (ÉT\_CdP) en fonction du type de rétroaction visuelle. La zone grisée représente l'intervalle de confiance à 95 %.



**Figure A3.8.** Représentation de la relation quadratique entre le décalage et la variabilité du centre de pression (ÉT\_CdP) en fonction du type de rétroaction visuelle. La zone grisée représente l'intervalle de confiance à 95 %.



**Figure A3.9.** Représentation de la relation non linéaire obtenue via un modèle GAM entre le décalage et la variabilité du centre de pression (ÉT\_CdP) en fonction du type de rétroaction visuelle. La zone grisée représente l'intervalle de confiance à 95 %.

#### A3.4 Discussion

Les résultats indiquent globalement que le décalage exerce un effet limité sur le mouvement du CdP lors de l'immobilisation. Les modèles linéaires, quadratiques et GAM n'ont révélé aucune relation significative entre le décalage et la variabilité du CdP dans les expériences 1 et 5. Les courbes générées par les modèles quadratiques ou GAM peuvent donner l'impression d'une relation non linéaire, mais en l'absence de résultats significatifs, elles doivent être interprétées avec prudence puisqu'elles pourraient simplement refléter une tentative d'ajuster une forme non linéaire attendue à des données bruitées.

En ce qui concerne l'expérience 2, le modèle quadratique a mis en évidence une interaction significative, suggérant que la relation entre le décalage et la variabilité du CdP pourrait ne pas être strictement linéaire. Cependant, l'analyse post hoc de l'interaction n'a révélé aucune pente quadratique significative parmi les quatre conditions, suggérant que l'effet quadratique observé est faible et potentiellement non robuste. Le modèle GAM confirme cette interprétation; bien qu'il

permette de modéliser des relations non linéaires via des fonctions de lissage, aucun terme lissé n'était significatif, indiquant que les relations testées n'expliquent pas la variance observée.

## Annexe 4 : Test d'équivalence

### A4.1 Introduction

Les tests statistiques traditionnels (ex. ANOVA, test-t, etc.) sont conçus pour rejeter une hypothèse nulle, souvent définie comme  $\mu_1 - \mu_2 = 0$  (Dixon et al., 2018). Avec cette approche, une valeur non significative signifie seulement qu'on ne peut pas rejeter l'hypothèse nulle au taux de signification  $\alpha$  choisi. Avec une valeur non significative, il n'est donc pas possible d'émettre comme conclusion que les différences sont statistiquement similaires (Amrhein et al., 2017). Cela limite certaines inférences statistiques. En effet, un manque de différence significative pourrait refléter une absence réelle de différence, ou simplement une variabilité trop élevée pour détecter un effet. Pour pallier ce problème, il est possible d'utiliser un test d'équivalence (Dixon et al., 2018; Lakens, 2017). Ce type d'analyse permet de *conclure à l'équivalence*, autrement dit, d'accepter l'hypothèse nulle (Lakens, 2017). Les tests d'équivalence visent à déterminer si la différence observée, ainsi que son incertitude (ex. l'intervalle de confiance), se situent dans un intervalle prédéfini de différences négligeables, c'est-à-dire une plage d'équivalence jugée similaire (Lakens, 2017).

Les résultats des expériences 1 et 2 n'ont révélé aucune différence significative entre les conditions visuelles. Afin de vérifier si ces conditions peuvent réellement être considérées comme équivalentes, des tests d'équivalence ont été effectués. Hello no

### A4.2 Méthode

Les tests d'équivalences ont été réalisés à l'aide de la fonction *equivalence\_test* du progiciel R *parameters* (Lüdtke et al., 2020), appliquée à des modèles linéaires mixtes. Les modèles ont été créés avec les progiciels R *lme4* et *lmerTest* (Bates et al., 2015; Kuznetsova et al., 2017). Le modèle utilisé pour l'expérience 1 était :  $\text{lmer}(\text{Variable}) \sim \text{Phases} \times \text{Yeux} + (1 |$

Participant)), et celui de l'expérience 2 :  $\text{lmer}(\text{Variable}) \sim \text{Phases} \times \text{Yeux} \times \text{Type} + (1 | \text{Participant})$ ).

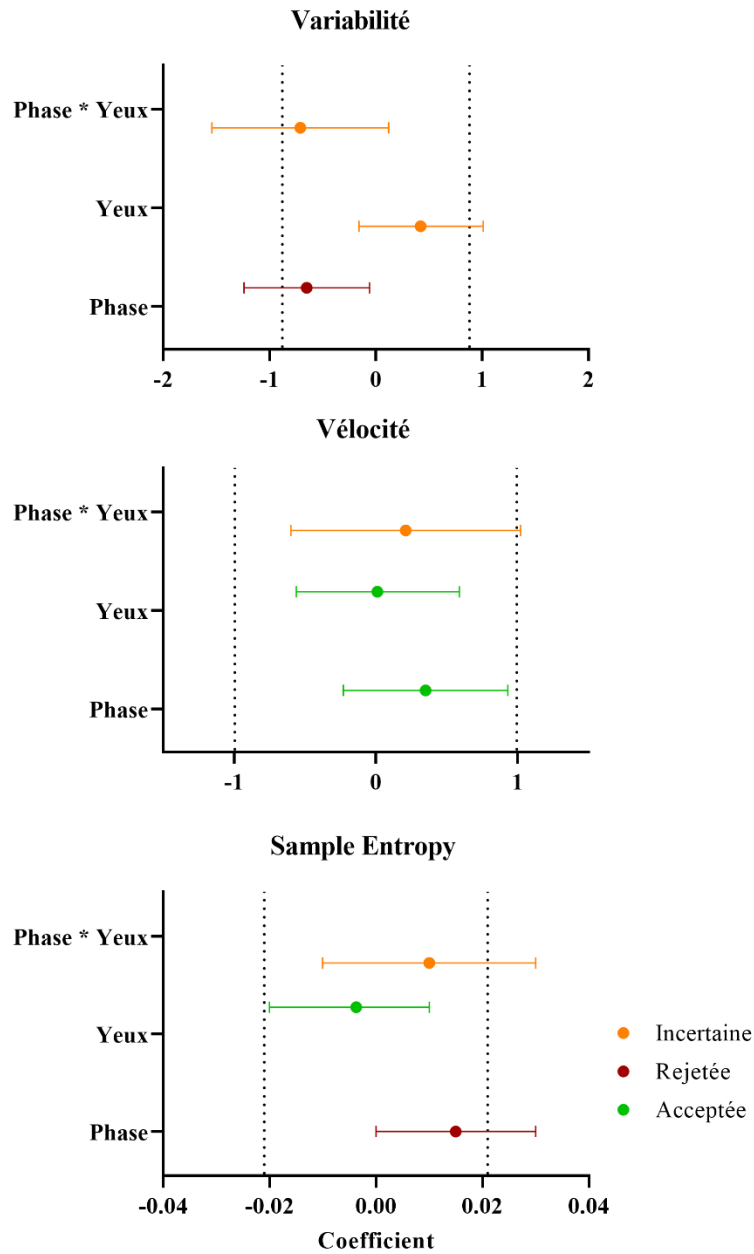
Les résultats ont été interprétés selon la règle du test d'équivalence conditionnelle proposée par Campbell et Gustafson (2018). Selon cette approche, une comparaison est considérée comme équivalente si l'effet n'est pas statistiquement significatif (ex.  $p > 0.05$ ) et si l'intervalle de confiance à 90 % du coefficient estimé est entièrement contenu dans un intervalle de différence négligeable prédéfini. Tel que suggéré par Lakens et al. (2018), l'intervalle de différence négligeable a été défini selon l'approche du petit télescope (*small telescopes approach*) (Simonsohn, 2015). Cette méthode consiste à déterminer la taille d'effet pour laquelle l'étude aurait 33 % de puissance de détection. Cette valeur a été calculée en fonction de la taille de l'échantillon à l'aide du progiciel R *pwr* et de la fonction *pwr.t.test* (Champely et al., 2017). Ce choix correspond à une taille d'effet considérée comme négligeable.

### A4.3 Résultats

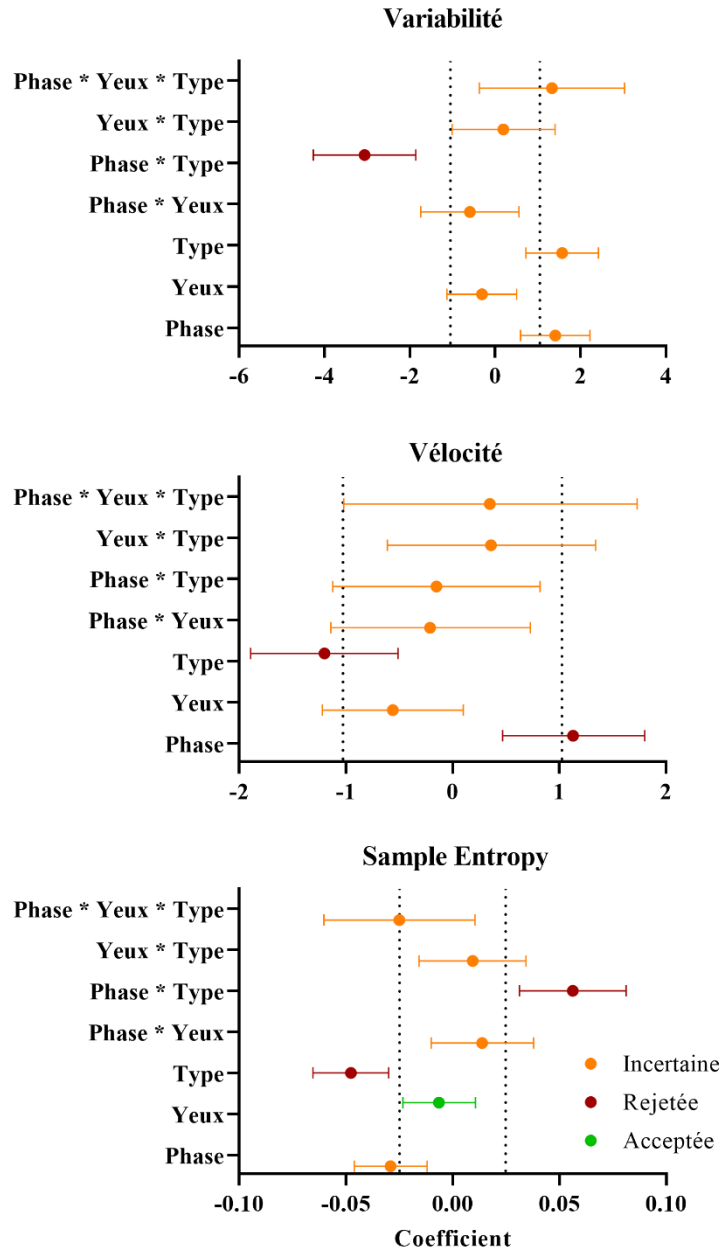
Pour l'expérience 1 (Figure A4.1), une équivalence a été acceptée pour le facteur *Yeux* en ce qui concerne la vitesse et la SampEn, ainsi que pour le facteur *Phase* pour la variable de vitesse. Dans l'expérience 2 (Figure A4.2), seule l'équivalence associée au facteur *Yeux* pour la SampEn a été acceptée.

Pour l'expérience 1, l'équivalence a été rejetée pour le facteur *Phase* pour les trois variables, en raison d'effets significatifs dans les modèles linéaires mixtes. Dans l'expérience 2, l'équivalence a été rejetée pour l'interaction *Phase*  $\times$  *Type* de la variable de variabilité, pour les facteurs *Type* et *Phase* de la vitesse, ainsi que pour le facteur *Type* et l'interaction *Phase*  $\times$  *Type* de la variable SampEn, ces effets étant également significatifs dans les modèles.

Les autres effets, en particulier ceux associés au facteur *Yeux*, demeurent incertains. Bien qu'ils ne soient pas significatifs dans les modèles, leurs intervalles de confiance ne se situent pas entièrement à l'intérieur de l'intervalle de différence négligeable.



**Figure A4.1.** Coefficients ( $\pm$  IC à 90 %) issus des tests d'équivalence réalisés sur les données de l'expérience 1 pour les variables de variabilité, vitesse et sample entropy du centre de pression. Les lignes pointillées indiquent les limites de l'intervalle de différence négligeable. Les symboles en rouge représentent les comparaisons pour lesquelles l'équivalence est rejetée, ceux en orange indiquent une équivalence incertaine, et ceux en vert une équivalence acceptée.



**Figure A4.2.** Coefficients ( $\pm$  IC à 90 %) issus des tests d'équivalence réalisés sur les données de l'expérience 2 pour les variables de variabilité, vitesse et sample entropy du centre de pression. Les lignes pointillées indiquent les limites de l'intervalle de différence négligeable. Les symboles en rouge représentent les comparaisons pour lesquelles l'équivalence est rejetée, ceux en orange indiquent une équivalence incertaine, et ceux en vert une équivalence acceptée.

#### A4.4 Discussion

Les résultats montrent que certaines équivalences peuvent être considérées comme acceptées dans les expériences 1 et 2, bien que celles-ci restent relativement limitées. D'autres équivalences ont été rejetées, ce qui est attendu puisque ces comparaisons correspondent à des effets significatifs selon les tests traditionnels. Toutefois, la majorité des comparaisons demeurent incertaines. Concernant l'effet des conditions visuelles, certaines équivalences du facteur *Yeux* ont pu être acceptées, notamment pour la vitesse et la SampEn dans l'expérience 1, ainsi que pour la SampEn dans l'expérience 2. Pour le reste, il n'est pas possible de conclure à une différence ni de confirmer l'absence de différence (Lakens, 2017). De plus, les équivalences associées à l'interaction *Phases*  $\times$  *Yeux* sont également incertaines. L'effet de la vision sur le déplacement du CdP en situation d'immobilisation du CdM reste donc à clarifier.

Il est cependant important de noter que les résultats dépendent de la valeur choisie pour l'intervalle de différence négligeable. Bien qu'il n'existe pas de standard clair, Lakens et al. (2018) suggèrent que l'approche du petit télescope constitue un bon point de départ. Cette approche reste toutefois hautement subjective et pourrait être considérée comme n'étant pas assez conservatrice, notamment parce que son calcul ne prend pas en compte la complexité des modèles linéaires mixtes utilisés dans les analyses d'équivalence.

## **Annexe 5 : Relation avec la flexibilité des chevilles**

### **A5.1 Introduction**

Certains auteurs suggèrent que la flexibilité des chevilles pourrait influencer le contrôle postural. Par exemple, Boisgontier et al., (2017) ont observé que l'amplitude de mouvement actif de la cheville prédisait une posture plus stable. À l'inverse, Kim & Kim (2018) proposent qu'une plus grande amplitude de mouvement passif était associée à une augmentation de la vitesse et de la longueur du CdP (Kim & Kim, 2018). Trajkovic et al. (2021) ont quant à eux observé, avec un échantillon de plus de 600 athlètes, que l'amplitude de mouvement était négativement corrélée à la vitesse du CdP, mais positivement corrélée à son amplitude en ML lors d'une station debout sur une jambe. Considérant la forte variabilité intra-individuelle observée dans l'effet de l'immobilisation sur la variabilité du CdP (Michaud et al., 2023), des analyses supplémentaires ont été menées afin d'examiner un possible effet de la flexibilité des chevilles.

### **A5.2 Méthode**

La flexibilité passive des chevilles a été mesurée à l'aide d'un goniomètre par des étudiants de deuxième année en physiothérapie, suivant la procédure décrite par Boisgontier et al. (2017). En résumé, les participants étaient assis sur le bord d'une table, les genoux fléchis à 90° dans le vide. Les angles de flexion plantaire et de dorsiflexion étaient mesurés trois fois. L'amplitude de mouvement totale a ensuite été calculée en additionnant la moyenne des amplitudes de flexion plantaire et de dorsiflexion. Pour les analyses statistiques, la plus petite amplitude entre les deux chevilles a été retenue.

Un modèle linéaire mixte a été créé avec l'amplitude de mouvement comme covariée sous forme d'effet fixe continu en utilisant les logiciels R *LmerTest* et *Lme4* (Bates et al., 2015; Kuznetsova et al., 2017). La variable dépendante était la différence de variabilité du CdP entre les

phases immobilisées et non-immobilisées ( $\Delta$ \_Variabilité). En cas d'interaction significative impliquant l'amplitude, les contrastes ont été évalués avec les pentes marginales de la fonction *emtrends* du progiciel R *emmeans* (Lenth, 2017). Les pentes marginales ( $\beta$ ) représentent la variation de la variable dépendante en fonction de la variable continue. La fonction *emtrends* permet d'évaluer si la pente diffère significativement de zéro et si deux pentes sont significativement différentes l'une de l'autre (Durward-Akhurst et al., 2019; Lambert et al., 2025).

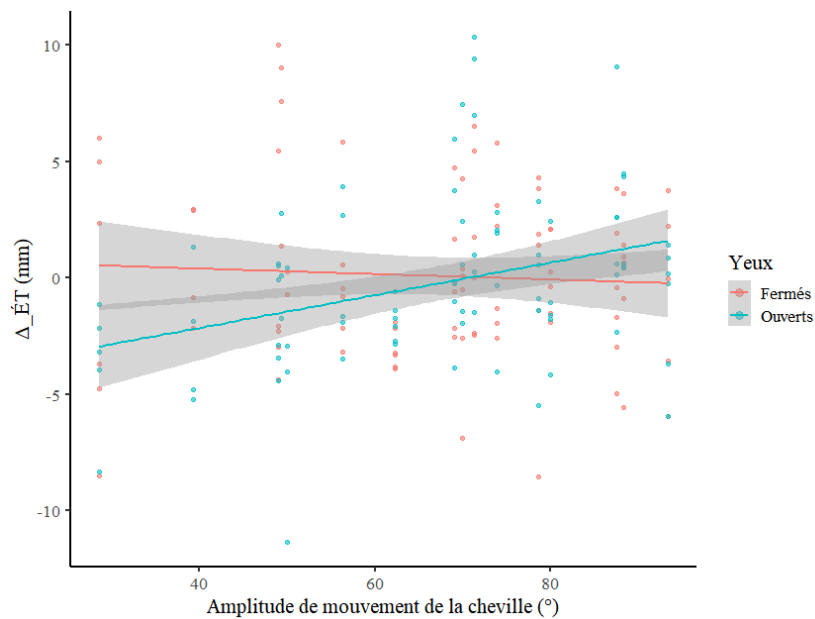
### A5.3 Résultats

Le premier modèle utilisé était :  $\text{lmer}(\Delta\_Variabilité \sim \text{Yeux} \times \text{Type-Immobilisation} \times \text{Amplitude} + (1 | \text{Participant}))$ . Les résultats ont révélé une interaction significative  $\text{Yeux} \times \text{Amplitude}$  ( $F(1, 147.39) = 9.79, p < 0.01$ ) (Figure A5.1). Les analyses post hoc ont indiqué que la pente était significativement différente de zéro pour les conditions avec yeux ouverts ( $\beta = -0.07, p < 0.01$ ), mais pas pour les conditions avec yeux fermés ( $\beta = 0.01, p = 0.48$ ). Les deux pentes étaient significativement différentes l'une de l'autre ( $p < 0.01$ ).

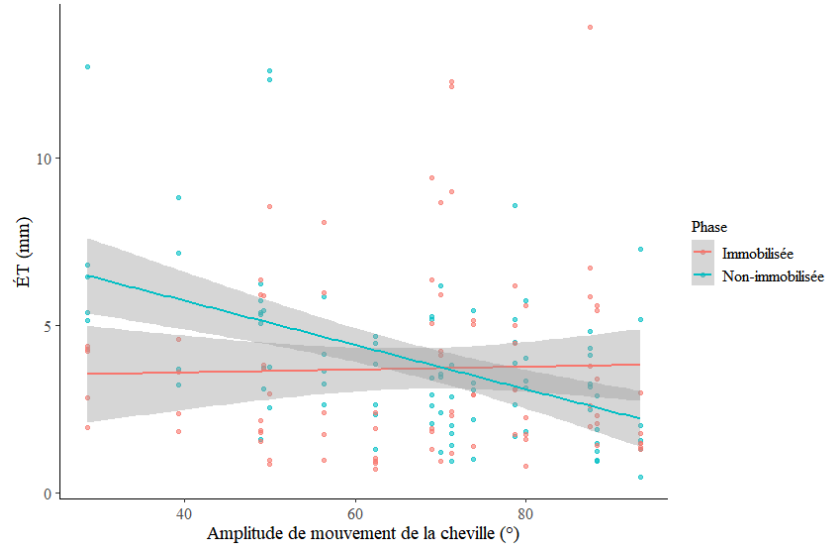
Afin de déterminer si l'effet de l'amplitude de mouvement était associé à des changements survenus en phase non-immobilisée, immobilisée, ou les deux, un second modèle a été ajusté aux données de la condition yeux ouverts :  $\text{lmer}(\text{Variabilité} \sim \text{Phase} \times \text{Amplitude} + (1 | \text{Participant}))$ . Les résultats (Figure A5.2) ont montré une pente significative en phase non-immobilisée ( $\beta = -0.07, p < 0.001$ ), mais non significative en phase immobilisée ( $\beta < 0.01, p = 0.81$ ). Les pentes étaient significativement différentes l'une de l'autre ( $p < 0.01$ ).

À titre exploratoire, un test post hoc avec *emtrends* a été réalisé sur l'interaction  $\text{Yeux} \times \text{Type-Immobilisation} \times \text{Amplitude}$ , qui présentait une valeur proche du seuil de signification ( $F(1, 147.23) = 2.94, p = 0.08$ ). Les résultats (Figure A5.3) ont montré que la pente était significativement différente de zéro uniquement pour la condition planche avec yeux ouverts ( $\beta =$

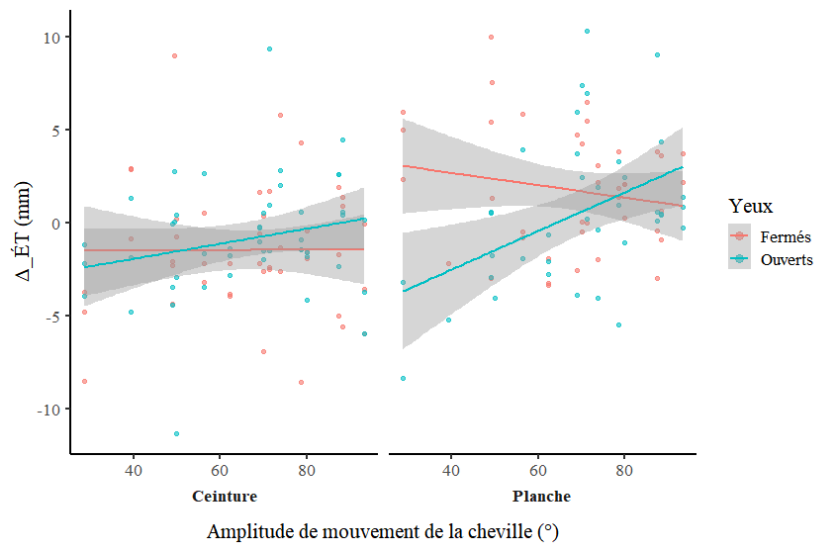
0.10,  $p < 0.01$ ). En utilisant un second modèle limité aux données yeux ouverts (lmer( $\text{ÉT} \sim \text{Phase} \times \text{Amplitude} + (1 \mid \text{Participant})$ )), il est possible d'observer à nouveau une pente significative en phase non-immobilisée ( $\beta = -0.10$ ,  $p < 0.001$ ) (Figure A5.4), mais non significative en phase immobilisée ( $\beta = -0.01$ ,  $p = 0.91$ ). Ces deux pentes sont également significativement différentes l'une de l'autre ( $p < 0.01$ ).



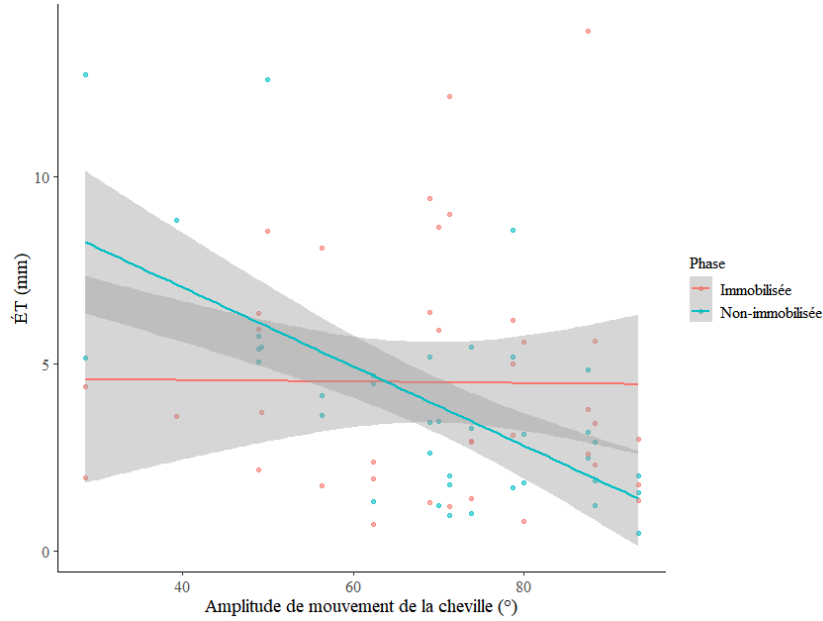
**Figure A5.1.** Différence de la variabilité du centre de pression entre les phases immobilisées et non-immobilisées ( $\Delta_{\text{ÉT}}$ ), en fonction de l'amplitude de mouvement de la cheville, pour les conditions yeux ouverts et yeux fermés. Le type d'immobilisation (ceinture et planche) a été regroupé.



**Figure A5.2.** Variabilité du centre de pression ( $\acute{E}T$ ) en fonction de l'amplitude de mouvement de la cheville pour les phases non-immobilisées et immobilisées, dans la condition yeux ouverts. Le type d'immobilisation (ceinture et planche) a été regroupé. La zone grisée représente l'intervalle de confiance à 95 %.



**Figure A5.3.** Différence de la variabilité du centre de pression entre les phases immobilisées et non-immobilisées ( $\Delta_{\acute{E}T}$ ), en fonction de l'amplitude de mouvement de la cheville, pour les conditions yeux ouverts et yeux fermés et les deux types d'immobilisations. La zone grisée représente l'intervalle de confiance à 95 %.



**Figure A5.4.** Variabilité du centre de pression (ÉT) en fonction de l’amplitude de mouvement de la cheville pour les phases non-immobilisées et immobilisées, dans la condition yeux ouverts avec planche. La zone grisée représente l’intervalle de confiance à 95 %.

#### A5.4 Discussion

Les résultats de cette annexe montrent que, bien que la flexibilité des chevilles puisse influencer le contrôle postural en général (Boisgontier et al., 2017), son impact dans le présent paradigme de recherche demeure limité. Les participants présentant une plus grande flexibilité affichaient une  $\Delta$ \_Variabilité plus élevée, ce qui pourrait donner l’impression d’un effet d’immobilisation plus marqué. Cependant, les analyses subséquentes indiquent que cette différence proviendrait principalement des phases non-immobilisées. Ainsi, l’amplitude articulaire semble avoir un effet limité une fois le CdM immobilisé.

## Annexe 6 : Taille d'échantillons

### A6.1 Introduction

Les tailles d'échantillon pour les différentes études ont été estimées à l'aide du progiciel R *Superpower*. Cette approche repose sur la simulation de données selon un plan factoriel spécifié, ce qui permet d'identifier le nombre minimal de participants requis pour atteindre une puissance statistique donnée (par exemple 0.80), en fonction de différences attendues. Cette méthode de simulation est préférable à des approches plus classiques comme celles offertes par le logiciel G\*Power, notamment puisqu'elle permet une estimation de puissance plus complète pour les paradigmes expérimentaux impliquant des mesures répétées avec plusieurs facteurs (Lakens & Caldwell, 2021). À l'aide de moyennes et d'écart-types seulement, *Superpower* prend notamment en considération la corrélation entre les mesures, ne suppose pas l'indépendance entre les observations et permet d'évaluer la puissance pour des contrastes spécifiques entre conditions, ce que G\*Power ne permet pas (Lakens & Caldwell, 2021).

### A6.2 Méthode

La fonction *plot\_power* du progiciel R *Superpower* a été utilisée pour estimer les tailles d'échantillons. Cette fonction performe des simulations afin d'identifier le nombre de participants nécessaire pour atteindre une puissance de  $1 - \beta = 0.80$  pour les effets principaux, les interactions et les différents contrastes. Les valeurs de moyennes et d'écart-types utilisées dans la formule ont été définies *a priori* pour chaque expérience afin de refléter des résultats plausibles selon la littérature. Une corrélation de 0.5 entre les mesures répétées a été utilisée, représentant une dépendance modérée entre les conditions, afin d'éviter de surestimer ou de sous-estimer la puissance.

### A6.3 Taille d'échantillons minimale

#### A6.3.1 Expérience 1

L'estimation initiale a été effectuée avec les résultats de variabilité du CdP obtenus par Carpenter et al. (2010) (Tableau A6.1) et sur les résultats de vitesse obtenus par Michaud et al. (2023) (Tableau A6.2). Le devis utilisé dans cette simulation est  $2 \times 2$  (phase [non- immobilisée, immobilisée]  $\times$  vision [yeux ouverts, yeux fermés]). Comme Carpenter et al. (2010) n'ont pas présenté les résultats individuels des conditions visuelles, des valeurs similaires entre les deux conditions ont été utilisées dans la simulation. Les analyses suggèrent un minimum de 3 (Carpenter et al., 2010) ou 6 (Michaud et al., 2023) participants pour obtenir une puissance suffisante pour le facteur *phase*.

**Tableau A6.1.** Valeurs utilisées pour la simulation selon les valeurs de RMS (mm) de Carpenter et al. (2010).

Phase	Vision	
	Yeux ouverts	Yeux fermés
Non-immobilisée	1.8 (0.20)	1.9 (0.20)
Immobilisée	3.3 (0.50)	3.4 (0.50)

**Tableau A6.2.** Valeurs utilisées pour la simulation selon les valeurs de vitesse (cm/s) de Michaud et al. (2023).

Phase	Vision	
	Yeux ouverts	Yeux fermés
Non-immobilisée	0.64 (0.17)	0.57 (0.16)
Immobilisée	0.45 (0.11)	0.41 (0.11)

#### A6.3.2 Expérience 2

L'estimation initiale a été effectuée avec les valeurs de variabilité du CdP présentée par Michaud et al. (2025) (Tableau A6.3). Le devis utilisé dans cette simulation est  $2 \times 2$  (phase [non-

immobilisée, immobilisée]  $\times$  vision [yeux ouverts, yeux fermés]). Le nombre de participants minimum pour obtenir une puissance suffisante pour l'effet principal du facteur *phase* est de 16.

**Tableau A6.3.** Valeurs utilisées pour la simulation selon les valeurs de variabilité (mm) de Michaud et al. (2025).

Phase	Vision	
	Yeux ouverts	Yeux fermés
Non-immobilisée	2.76 (1.19)	3.00 (1.00)
Immobilisée	4.19 (2.20)	3.82 (2.21)

### A6.3.3 Expérience 3

L'estimation initiale a été effectuée avec les valeurs de variabilité du CdP en AP de l'étude de Jehu et al. (2016) (Tableau A6.4). Le nombre de participants minimum pour obtenir une puissance suffisante pour l'effet principal est de 8, mais 19 participants sont suggérés pour obtenir les contrastes d'intérêts.

**Tableau A6.4.** Valeurs utilisées pour la simulation selon les valeurs de variabilité (mm) en antéro-postérieur de Jehu et al. (2016).

Condition	Valeur
Sans rétroaction	0.50 (0.20)
Rétroaction 1:1	0.40 (0.10)
Rétroaction 1:5	0.34 (0.06)
Rétroaction 1:10	0.34 (0.06)

### A6.3.4 Expérience 4

L'estimation initiale a été effectuée avec les valeurs de variabilité du CdP en AP de l'étude de Goodworth et al. (2020) (Tableau A6.5). Le nombre de participants minimum pour obtenir une puissance suffisante pour l'effet principal est de 6, mais 26 participants sont suggérés pour les contrastes d'intérêts.

**Tableau A6.5.** Valeurs utilisées pour la simulation selon les valeurs de variabilité (mm) de Goodworth et al. (2020).

Condition	Valeur
Sans rétroaction	0.80 (0.20)
Rétroaction réelle	0.50 (0.15)
Rétroaction erronée	1.00 (0.40)

#### A6.3.5 Expérience 5

L'estimation initiale a été effectuée avec les valeurs de variabilité du CdP en AP de l'étude de Michaud, Pommier et al. (2025) pour les conditions sans rétroaction visuelle. Pour les conditions avec rétroaction visuelle, les données de variabilité du CdP en AP de l'étude de Michaud et al. (2024) ont été utilisées (Tableau A6.6). Le devis utilisé dans cette simulation est un  $2 \times 2$  (phase [non-immobilisée, immobilisée]  $\times$  rétroaction [sans, avec]). La valeur attendue pour la condition immobilisée avec rétroaction visuelle a été estimée en combinant les deux études mentionnées. Le nombre de participants minimum pour obtenir une puissance suffisante pour l'effet principal du facteur *rétroaction* est de 6 et 20 pour le facteur *phase*.

**Tableau A6.6.** Valeurs utilisées pour la simulation selon les valeurs de variabilité (mm) en antéro-postérieur de Michaud et al. (2024).

Phase	Rétroaction	
	Sans	Avec
Non-immobilisée	4.22 (1.57)	2.53 (0.70)
Immobilisée	3.37 (2.04)	2.02 (0.86)

**Annexe 7 : Certificat d'approbation d'éthique**

21/05/2025

**Université d'Ottawa**

Bureau d'éthique et d'intégrité de la recherche

**University of Ottawa**

Office of Research Ethics and Integrity

**CERTIFICAT D'APPROBATION ÉTHIQUE | CERTIFICATE OF ETHICS APPROVAL**

<b>Numéro du dossier / Ethics File Number</b>	H-05-22-8068
<b>Titre du projet / Project Title</b>	Rôle de la vision sur le déplacement du centre de pression pendant l'immobilisation du corps
<b>Type de projet / Project Type</b>	Thèse de doctorat / Doctoral thesis
<b>Statut du projet / Project Status</b>	Renouvelé / Renewed
<b>Date d'approbation (jj/mm/aaaa) / Approval Date (dd/mm/yyyy)</b>	19/05/2022
<b>Date d'expiration (jj/mm/aaaa) / Expiry Date (dd/mm/yyyy)</b>	18/05/2026

**Équipe de recherche / Research Team**

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

**Conditions spéciales ou commentaires / Special conditions or comments**

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

613-562-5387 • 613-562-5338 • [ethique@uOttawa.ca](mailto:ethique@uOttawa.ca) / [ethics@uOttawa.ca](mailto:ethics@uOttawa.ca)  
[www.recherche.uottawa.ca/deontologie](http://www.recherche.uottawa.ca/deontologie) | [www.recherche.uottawa.ca/ethics](http://www.recherche.uottawa.ca/ethics)