



HAL
open science

Effet des surfaces inclinées au sol sur le contrôle postural et la fonction de la cheville

Siripatra Atsawakaewmongkhon

► To cite this version:

Siripatra Atsawakaewmongkhon. Effet des surfaces inclinées au sol sur le contrôle postural et la fonction de la cheville. Biomécanique [physics.med-ph]. Université Paris-Saclay, 2024. Français. NNT : 2024UPASW006 . tel-04743616

HAL Id: tel-04743616

<https://theses.hal.science/tel-04743616v1>

Submitted on 18 Oct 2024

HAL is a multi-disciplinary open access archive for the deposit and dissemination of scientific research documents, whether they are published or not. The documents may come from teaching and research institutions in France or abroad, or from public or private research centers.

L'archive ouverte pluridisciplinaire **HAL**, est destinée au dépôt et à la diffusion de documents scientifiques de niveau recherche, publiés ou non, émanant des établissements d'enseignement et de recherche français ou étrangers, des laboratoires publics ou privés.

Effet des surfaces inclinées au sol sur le contrôle postural et la fonction de la cheville

Effect of a sloped ground surface on postural control and ankle function

Thèse de doctorat de l'Université Paris Saclay

École doctorale n°566, Science du sport, de la motricité et du mouvement humain
(SSMMH)

Spécialité de doctorat : Sciences du sport et du mouvement humain
Graduate School : Sport, mouvement et facteurs humains. Référent : Faculté des Sciences du sport

Thèse préparée dans l'Unité de recherche **CIAMS**, (Université Paris Saclay),
sous la direction d'**Alain HAMAOU**I, Professeur des universités,
la co-encadrement d'**Annabelle COUILLANDRE**, Maître de conférences

Thèse soutenue à Paris Saclay, le 25 septembre 2024, par

Siripatra ATSAWAKAEWMONGKHON

Composition du Jury

Membres du jury avec voix délibérative

Jean-Charles AUREGAN

PUPH, Université Paris-Saclay

Alexandre KUBICKI

MCF-HDR, Université de Franche-Comté

Alexandra ROREN

PU, Université Paris Cité

Luc DEFEBVRE

PUPH, Université de Lille

Pierre PORTERO

PU, Université Paris-Est Créteil

Président du jury

Rapporteur & Examineur

Rapportrice & Examinatrice

Examineur

Examineur

Titre : Effet des surfaces inclinées au sol sur le contrôle postural et la fonction de la cheville

Mots clés : Posture, cheville, surface inclinée, équilibre, ajustement postural, performance

Résumé : Le maintien de la posture debout sur la surface inclinée est reconnu comme un défi de coordination corporelle dans l'activité humaine. La surface inclinée est considérée comme un environnement inhabituel qui interfère donc avec le contrôle de l'équilibre. D'ailleurs, cette situation se retrouve régulièrement dans la vie quotidienne (ex. colline, rue pentue, rampe d'accès, etc.). Cette thèse s'intéresse à l'effet de l'inclinaison de la surface d'appui au sol à 7 et 15 degrés sur le contrôle postural et la fonction de la cheville à travers trois différentes études. Nos deux premières études se sont intéressées à la posture debout statique sur une surface inclinée dans le plan sagittal et frontal. Nous avons constaté un effet asymétrique sur la stabilité pour l'inclinaison en avant (PF) et en arrière (DF) et symétrique pour les inclinaisons latérales (RI/LI) de la surface d'appui. En effet, les inclinaisons de surface d'appui, DF et RI/LI, entraînent une plus grande altération de la chaîne de mobilité articulaire, ce qui nécessite une adaptation motrice (système sensoriel, effecteur) organisée par le système nerveux central (SNC) afin de maintenir l'équilibre postural. Au contraire, la situation PF7 améliore l'équilibre postural comparativement à la position horizontale (H0) de référence, probablement en raison de facteurs biomécaniques proches rencontrés lors du port de talons. Par la suite, nous nous sommes interrogés sur l'effet de l'inclinaison de la surface d'appui (étude 3) sur la performance et les ajustements posturaux anticipateurs (APAs), lors d'une tâche de pointage unilatérale réalisée à vitesse maximale. Nos résultats ont confirmé que les ajustements posturaux sont influencés par l'inclinaison de la surface, ce qui a entraîné une diminution de l'amplitude des APAs. Afin que l'effet des APAs soit maintenu et que la performance reste constante, le SNC doit alors augmenter la durée des APAs. Les niveaux de performance en termes de pics d'accélération du mouvement de pointage restent ainsi inchangés dans les conditions de surface inclinée. Pour conclure, ce travail de thèse a permis de mettre en évidence que l'inclinaison de la surface d'appui au sol altère la capacité posturo-cinétique en modifiant notamment la fonction de la cheville via le système sensori-moteur et effecteur en fonction de la direction et de l'amplitude d'inclinaison de la surface. Ces travaux ouvrent des perspectives théoriques mais aussi des perspectives d'implications pratiques sur les stratégies d'amélioration de la fonction d'équilibre dans le domaine clinique, ergonomique, professionnel, sportif, etc.

Title: Effect of a sloped ground surface on postural control and ankle function

Keywords: Posture, ankle, surface slope, balance, postural adjustment, performance

Abstract: Standing on the surface slope has been reported as a challenge to body coordination since it is considered an unusual environment that interferes with balance control. Moreover, this situation can be found regularly in everyday life (e.g., steep hills, streets, ramps, etc.). This thesis aims to explore the effect of the surface slope at 7 and 15 degrees on postural control and ankle function through three different studies. Our first two studies focus on a static standing posture on a surface slope in the sagittal and frontal planes. The results showed an asymmetrical effect between declined (PF) and inclined (DF) surface slopes and a symmetrical effect on stability between lateral tilts (RI/LI) surface slopes to the left and right. Indeed, DF and RI/LI induce a greater alteration of the joint mobility chain, which requires greater motor adaptation (via sensory, effector system) organized by the central nervous system (CNS) to maintain postural balance. On the other hand, a small amplitude of inclined surface (PF7) has a better effect, certainly thanks to its biomechanics and its similarity to the wearing of low-heeled shoes. Subsequently, we investigated the effect of surface slope on performance and anticipator postural adjustments (APAs) (study 3) during a unilateral pointing task performed at maximum speed. Our results confirmed that the postural adjustments are influenced by surface inclination, resulting in a decrease in APA amplitude. In order to maintain the effect of APAs and to preserve performance, the CNS must generate more APA durations. As a result, performance levels regarding maximum pointing movement remained unchanged among experimental conditions. In conclusion, this thesis work has shown that the surface slope alters postural-kinetic capacity, in particular by modifying ankle function via the sensorimotor and effector system, depending on the direction and amplitude of surface inclination. This work illuminates theoretical perspectives and also has practical implications for strategies to improve balance function in clinical, ergonomic, professional, sporting, and other fields.

Cette thèse est financée par le gouvernement français (Campus France) et
l'Université Mae Fah Luang, Chiāng Raī, Thaïlande

“One of the most important postural challenges in daily life is to continuously correct the destabilizing torque due to gravity that accelerates the body further away from the upright position.”

.....

*R.J. Peterka
Portland, Oregon, 2002*

Remerciements

Mes remerciements vont tout d'abord au *Professeur Alain HAMAOUI, mon directeur de thèse*. Vous m'avez suivie et conseillée tout au long de ce parcours scientifique depuis mon stage en master 2, en m'inculquant des principes forts de rigueur et d'honnêteté dans le travail de recherche. J'ai beaucoup appris grâce à vous sur la technique de rédaction d'un manuscrit de thèse, d'un article, sur l'utilisation des logiciels et d'autres instruments scientifiques. Vous m'avez fait grandir mentalement et professionnellement.

Une autre personne qui a été importante pour moi tout au long de ces années dures est *Madame Annabelle COUILLANDRE, ma co-directrice de thèse*. Merci de m'avoir toujours encouragée et d'avoir suivi mon processus. Même si vous vivez à Orléans, vous avez toujours tenu à venir à Paris pour nos réunions concernant mon travail de thèse. J'ai vraiment apprécié. Vous m'avez également aidée à compléter ma thèse en vérifiant ma rédaction du français dans la mesure du possible la correction grammaticale, et en proposant bien entendu aussi différentes idées scientifiques. Je vous remercie.

Je souhaite exprimer mes remerciements aux membres du jury, *M. Jean-Charles AUREGAN, M. Alexandre KUBICKI, Mme Alexandra ROREN, M. Luc DEFEBVRE et M. Pierre PORTERO*, qui m'ont fait l'honneur de bien vouloir évaluer ce travail de thèse.

Ensuite, je voudrais remercier toutes les personnes qui ont fait partie de mes travaux de thèse. Si l'un d'entre vous manquait, mes travaux pourraient ne pas être complètement terminés. Je voudrais vous remercier *ma famille, mon papa, ma maman, ma sœur, mes grands-parents Poupou, P'Tai, Charlie et Bobby*. Vous êtes ma zone de confort. Vous êtes comme ma source précieuse d'encouragement et de bonheur, un endroit où je pouvais me reposer quand j'étais fatiguée et stressée due aux travaux de thèse. Vos encouragements ont été très importants pour que je puisse grandir avec succès.

Je tiens à remercier à ma copine, *Film Thidarat LAOSUNTHONWONG*. Merci d'avoir offert ton vol Qatar Airways pour Paris afin que nous puissions nous rencontrer à nouveau après une longue période. Une fois que nous nous sommes rencontrés à Paris, ma vie de doctorant est devenue vivante et non ennuyeuse. Tu encourages ma vie en France tous les jours.

Tu m'as permis de me sentir heureux et d'apprécier mon travail à bord. J'aime te rendre visite à Doha chaque fois que j'en ai le temps, cela me comble et me redonne de l'énergie. Merci d'avoir toujours été à côté de moi pendant tout ce temps et ainsi de suite. Et c'est ainsi que je suis, « je t'aime ».

Susan, Wahbi, Shabi et Tonglin, vous êtes mes meilleurs amis du labo CIAMS. Merci de rendre ma vie de doctorant heureuse et joyeuse.

Abdulhakeem ABDULAZEEZ, tu es le seul voisin en qui j'ai confiance. Grâce à toi, ma vie à Orsay devient vivante. Tu es mon meilleur ami. Merci de m'aider pour tout ce qui concerne la vie dans notre résidence Fleming. Nous serons toujours amis même si j'aurai quitté la France.

Je tiens à remercier **Ombeline LABAUNE** pour m'avoir accueilli dès le premier jour de mon arrivée au labo, et aussi pour d'autres choses pour lesquelles tu as toujours été serviable et bienveillante.

Je tiens à remercier **Lucas QUESADA** d'avoir dédié tes temps pour m'avoir aidée à programmer MATLAB et aussi d'avoir participé à tous de mes expériences de thèse.

Je tiens à remercier **Julien DESANLIS**, tu es toujours gentil avec moi. Merci à toi de m'avoir aidé comment calculer la taille d'échantillon.

Je tiens à remercier **Mme Marie-Laure WELTER et M. Fabrice PRIEUR**, d'être mes membres des comités de suivi individuel pendant mes années de thèse. Vos conseils ont toujours été utiles pour améliorer la qualité de ma thèse.

Je tiens à remercier **Mme Marie-Pierre RICHOUX**, pour votre gentillesse et votre aide concernant le processus de doctorat tout au long de ces trois années. Je vous en suis très reconnaissant.

Mme Melissa Anne THOMAS, merci pour votre temps d'avoir relu mon article 1 de ma thèse en corrigeant la correction grammaticale d'anglais.

Mes chers amis thaïlandais, mes amis en France et mes chers collègues du laboratoire CIAMS, merci de votre aide les uns les autres au cours de ces années.

Xiaoxi FENG, je te remercie de m'avoir fait connaître le laboratoire CIAMS quand j'étais en master 1.

Je tiens ensuite à remercier la *Bourse Franco-Thaï, Campus France et l'Université Mae Fah Mae Luang, Thaïlande*, de m'avoir donné cette précieuse opportunité de poursuivre mes études au niveau du master et du doctorat en France. Sans ces ressources, cette opportunité ne se serait probablement jamais présentée dans ma vie.

Et pour finir, tous de mes participants volontaires d'avoir participé à mes études dans ce travail de thèse. Sans vous, ma thèse n'aurait certainement pas pu être réalisée.

Sommaire

Avant-propos.....	11
Table des illustrations.....	13
Liste des abréviations.....	17
PARTIE 1 : Cadre théorique.....	18
I. LE MAINTIEN DE L'ÉQUILIBRE POSTURAL	19
1. Généralité sur l'équilibre postural.....	19
2. Approche sensori-motrice.....	20
3. Approche biomécanique.....	30
4. Forces perturbatrices de la posture et leur compensation	37
5. Quantification de l'équilibre postural.....	38
6. Autres instruments de mesures.....	42
II. CONCEPT DE CAPACITE POSTURO-CINETIQUE	45
1. Organisation centrale de la posture	45
2. Les organisations de coordination entre la posture et le mouvement.....	45
3. Réalisation du mouvement volontaire	46
4. Segmentation du mouvement : Chaîne focale et posturale.....	48
5. Ajustements posturaux.....	48
6. Le concept de capacité posturo-cinétique (CPC).....	49
III. CHEVILLE ET CONTRÔLE POSTURAL.....	51
1. Anatomie de la cheville	51
2. Biomécanique de la cheville	54
3. Rôle spécifique de la cheville dans les différents mécanismes de contrôle postural	56
IV. INCLINAISON DE LA SURFACE D'APPUI AU SOL	59
1. Problématique sociale et données statiques.....	59
2. Effet d'une surface inclinée sur le contrôle de l'équilibre	60
V. PROBLEMATIQUE ET HYPOTHESES.....	63
1. Problématique	63
2. Hypothèses	65
3. Démarche expérimentale	66
PARTIE 2 : Contribution expérimentale.....	67
ETUDE 1 : Effet des surfaces d'appui inclinées vers l'avant et vers l'arrière sur l'équilibre postural et l'activité des muscles de la cheville.....	69
RESUME.....	69
1. INTRODUCTION.....	70
2. MATERIEL ET METHODE	73
3. ANALYSE DES DONNEES.....	85
4. RESULTATS.....	89
5. DISCUSSION	95
6. CONCLUSION	99
Etude 2 : Effet de la station debout sur surfaces inclinées dans le plan frontal sur l'équilibre postural et sur les activités musculaires des membres inférieurs	101
RESUME.....	101
1. INTRODUCTION.....	102
2. MATERIEL ET METHODE	104
3. ANALYSE DES DONNEES.....	116
4. RESULTATS.....	119

5.	DISCUSSION	140
6.	CONCLUSION	144

ETUDE 3 : Effet de l'inclinaison de la surface d'appui au sol sur la performance et les ajustements posturaux anticipateurs lors d'une tâche de pointage unilatérale 146

	RESUME.....	146
1.	INTRODUCTION.....	147
2.	MATERIEL ET METHODE	150
3.	ANALYSE DES DONNEES.....	157
3.	RESULTATS.....	160
4.	DISCUSSION	165
5.	CONCLUSION	167

PARTIE 3 : Discussion générale 168

I.	L'inclinaison de la surface d'appui au sol modifie le contrôle postural	169
1.1.	Effet des surfaces inclinée sur l'équilibre postural	170
1.2.	Asymétrie d'effets entre inclinaison en avant et en arrière	171
II.	Effets des surfaces inclinées sur le contrôle postural lors d'une tâche dynamique du membre supérieur	174
III.	Implications pratiques	174
3.1.	Applications en clinique	174
3.2.	Applications en gérontologie	175
3.3.	Applications en ergonomie et dans le monde professionnel.....	175
3.4.	Domaine sportif	176
IV.	Perspective générale	176

Références bibliographiques 178

Annexes 195

Publications et communications..... 199

Avant-propos

En tant que kinésithérapeute, l'un des concepts du traitement que nous utilisons est que nous analysons les mouvements corporels de notre patient. Nous n'analysons pas seulement le mouvement focal qui présente un déficit, mais nous observons également les autres parties à distance du mouvement focal du corps ou mouvement postural. En d'autres termes, il faut analyser un mouvement en considérant les mouvements de l'ensemble du corps, ou de manière holistique puisque le corps humain est considéré comme un système de solides articulés constitué par une chaîne articulée (d'après Bouisset 2002). Ainsi, ceci permet au clinicien de savoir si la raison exacte, qui mène à une moins bonne qualité d'un tel mouvement par exemple, se situe à la distance du mouvement principal. À titre exemple, ce principe peut se rapporter à la notion de chaînes musculaires ou encore du concept « Anatomy trains ou Body Linkage » (la cartographie des liaisons fasciales et myofasciales du corps entier, développée par Thomas Myers, 2001). Toutes les parties du corps sont interdépendantes et se sont connectées. L'apparition d'un mouvement compensatoire ou encore d'une moins bonne qualité de mouvement si une ou plusieurs parties du corps ne fonctionnent pas assez efficacement peuvent être ainsi observées.

En ce qui concerne le projet de thèse, l'idée principale est semblable à celle qui a été mentionnée ci-dessus en termes d'analyse de kinésithérapie. Elle se concentre sur le concept de la capacité posturo-cinétique (CPC) et fait partie du mécanisme de la stabilisation posturale, suivie par l'activité motrice des muscles posturaux et l'équilibre postural. La mise en jeu de la CPC est indispensable dans le contrôle de l'équilibre postural. La réalisation de mouvements volontaires induisant des perturbations doit être compensée par des mouvements contre-perturbateurs réalisés avant, pendant et après le mouvement focal. La CPC joue alors un rôle important dans l'exécution de la tâche et de la performance motrice car elle contribue à maintenir la performance. En d'autres termes, la performance motrice dépendrait de la mobilité et de la fonction de chaînons articulés situés à distance du mouvement principal. De nombreuses séries d'expérimentation ont testé l'effet de la restriction de la mobilité articulaire à distance de la zone d'exécution du mouvement principal, majoritairement en matière de la mobilité de colonne vertébrale. Cette thèse se focalise sur l'effet des surfaces d'appui au sol inclinées sur l'équilibre postural et la performance des tâches motrices. Comme le pied, qui s'articule à la cheville, est la première partie du corps qui est en contact avec le sol d'appui, la

question qui peut se poser est la suivante : lors de l'inclinaison de la surface d'appui au sol, y-a-t-il a des effets sur le contrôle d'équilibre postural et la CPC ?

En définitif, après avoir obtenu mon diplôme de doctorat, je vais travailler en tant que maître de conférences à l'école de médecine intégrative de l'Université Mae Fah Luang, ainsi qu'en tant que kinésithérapeute dans le domaine musculosquelettique, chez les séniors et sportifs au centre médical de l'Université Mae Fah Luang, Chiang Rai, Thaïlande. Le travail de cette thèse m'aidera à pouvoir comprendre en profondeur le concept de la biomécanique, de la posture, et du mouvement chez l'Homme dans le cadre de kinésithérapie. Ces concepts apparaissent comme des éléments nécessaires pour améliorer la prise en compte de l'examen clinique et du traitement. La programmation de la rééducation chez des patients, en particulier chez les patients neurologiques, musculosquelettiques et les séniors ou encore les sportifs pourra être améliorée par ces nouvelles connaissances. En outre, la possibilité d'ouverture d'un programme de master en biomécanique et physiologie du mouvement humain qui n'existe pas pour l'instant pourra également être à considérer à l'Université après avoir fini mes études.

Table des illustrations

Tables des figures

Figure 1. Contrôle postural chez l'Homme.....	21
Figure 2. Anatomie de l'oreille interne (d'après Perrin et Vibert, 2016).	26
Figure 3. Flux de signaux multisensoriels entre les différentes zones du système nerveux central impliqués dans le contrôle postural (Takakusaki et al., 2017).	27
Figure 4. Description schématique du système multi-composant sous-jacent à l'organisation du contrôle postural (d'après Lestienne et Gurfinkel, 1988).	29
Figure 5. Représentations morphologiques simplifiées du membre inférieur (d'après Bouisset, 2002).	31
Figure 6. La ligne de projection verticale du centre de gravité (CG) en position debout et le centre de masse (CM), (d'après Trew et Everett, 2005).	33
Figure 7. Respiration thoracique vs. Abdominales et les déplacements du CP (d'après Hamaoui et al., 2010).	38
Figure 8. Plateforme de force à 4 capteurs.	39
Figure 9. Relation entre la force verticale de gravité et l'axe de la cheville.....	40
Figure 10. Relation entre l'amplitude des déplacements du CG (G ampl) et du CP (P ampl) en fonction de la fréquence du mouvement (d'après Brenière, 1996).	41
Figure 11. Goniomètre universel.	43
Figure 12. Electrogoniomètre Biometric Ltd.	44
Figure 13. Contrôle posturale par feedback continu et discontinu (d'après Massion, 1992) ...	45
Figure 14. Deux modes d'organisation de la coordination entre posture et mouvement (d'après Massion, 1992).	46
Figure 15. La hiérarchie du processus de commande dans la réalisation du mouvement ou de la performance motrice de la tâche.	47
Figure 16. Capacité posturo-cinétique (CPC) et réalisation de la tâche prescrite (d'après Bouisset 2002).	50
Figure 17. La structure osseuse et les articulations de la cheville.	52
Figure 18. Quatre compartiments musculaires de la cheville.	53
Figure 19. Mouvements de la cheville selon les plans anatomiques.	55
Figure 20. Amplitude normale de mouvement de la cheville.....	55
Figure 21. Activité électromyographie en position debout (axe x), % de contraction maximale volontaire (axe y), d'après Okada (1973).	57
Figure 22. Les surfaces inclinées sont fréquemment présentes dans des environnements de la vie quotidienne et des contextes professionnels.	59
Figure 23. La posture debout sur une surface inclinée entraîne une diminution de la taille du polygone de sustentation (selon la trigonométrie).	61
Figure 24. Plateforme de force.....	75
Figure 25. Données issues des 6 voies de la plateforme de forces.	75
Figure 26. Plateau incliné réglable en bois.	76
Figure 27. Système d'inclinaison à 0°, 7° et 15° dans différentes conditions expérimentales.	77
Figure 28. Trois électrodes EMGs sans fils non-invasive Cometa®.....	78
Figure 29. Anatomie des muscles cibles de la cheville et emplacement pour placer les électrodes EMG non-invasive sur les muscles ciblés.	79
Figure 30. Un exemple de test de contraction maximale volontaire (CMV) pour le tibial antérieur.	80

Figure 31. Goniomètre.	81
Figure 32. Les points de repère pour un examen goniométrique de la cheville.	82
Figure 33. Exécution du protocole de l'étude 1.	83
Figure 34. Examen posturographique (haut) d'un sujet et Schéma du l'exécution du protocole (bas).	84
Figure 35. Enregistrement posturo-graphique 11 voies à l'aide du logiciel LabVIEW.	87
Figure 36. EMG normalisé (% de la contraction maximale volontaire ou CMV) en fonction de l'inclinaison de la surface.	89
Figure 37. Tracés représentatifs du signal EMG redressé sur 30 secondes du Tibialis anterior, Gastrocnemius medialis et Soleus.	90
Figure 38. Traces représentatives de la trajectoire du CP sur 30 secondes dans toutes les conditions expérimentales de surface inclinée.	91
Figure 39. Position moyenne du CP au long des axes antéro-postérieur (X0) et médio-latéral (Y0) en millimètres (mm) en fonction de l'inclinaison de la surface d'appui.	92
Figure 40. Déplacements moyens du CP le long des axes antéro-postérieur (Xm) et médio-latéral (Ym) en fonction des surfaces inclinées.	93
Figure 41. Vitesse moyenne des déplacements du CP dans l'axe antéro-postérieur (Vm) dans chaque condition expérimentale.	94
Figure 42. Système d'inclinaison les différentes conditions expérimentales.	106
Figure 43. Huit électrodes EMGs sans fils non-invasive Cometa®.	107
Figure 44. Electrogoniomètres SG150 (pour l'articulation du genou) et SG110 (pour l'articulation de la cheville), Biometric Ltd.	108
Figure 45. Amplificateur Patient Unit K100 (gauche) et Base Unit (droite) K100 avec 4 chanel, Biometrics Ltd.	108
Figure 46. L'ensemble du système laboratoire Biometrics, Ltd. permet une examination en temps réel fiable des données de l'angulation articulaire.	109
Figure 47. Données brutes des électrogoniètres des genoux et chevilles affichées sur LabVIEW.	109
Figure 48. Placement des capteurs électrogoniètres au niveau de la cheville (SG110) et du genou (SG150).	110
Figure 49. Données brutes des activités musculaires des membres inférieurs à 8 voies (muscles bilatérales) à l'aide des électrodes EMG Cometa® sur le logiciel LabVIEW.	111
Figure 50. Anatomie du muscle Rectus femoris, Biceps Femoris, Tibialis anterior et Soleus sur lesquelles l'emplacement pour placer les électrodes EMG non-invasive.	112
Figure 51. Questionnaire sur le niveau de stabilité perçue après chaque condition.	113
Figure 52. Exemple de position debout dans une condition d'inclinaison latérale (RI).	114
Figure 53. Examen posturographique d'un sujet en condition de référence H0.	115
Figure 54. Exécution du protocole de l'étude 2.	116
Figure 55. Position angulaire des chevilles dans les conditions d'inclinaison latérale de la surface d'appui.	120
Figure 56. Position angulaire des chevilles dans les conditions d'inclinaison latérale de la surface d'appui.	121
Figure 57. Position angulaire des chevilles dans les conditions d'inclinaison dans le plan sagittal.	122
Figure 58. Position angulaire des genoux dans les conditions d'inclinaison dans le plan sagittal.	122
Figure 59. EMG normalisé des muscles de la jambe droite et gauche (% de la contraction maximale volontaire, ou CMV) en fonction de l'inclinaison latérale de la surface d'appui.	124
Figure 60. EMG normalisé des muscles de la cuisse droite et gauche (% de la contraction maximale volontaire, ou CMV) en fonction de l'inclinaison latérale de la surface d'appui.	125

Figure 61. Tracés représentatifs du signal EMG redressé sur 30 secondes du Rectus femoris droit en millivolts (mV).	126
Figure 62. EMG normalisé des muscles de la cheville bilatérale (% de la contraction maximale volontaire, ou CMV) en fonction de l'inclinaison de la surface dans le plan sagittal.	128
Figure 63. EMG normalisé des muscles de la cuisse bilatérale (% de la contraction maximale volontaire, ou CMV) en fonction de l'inclinaison de la surface dans le plan sagittal.....	129
Figure 64. Tracés représentatifs de la trajectoire du centre des pressions (CP) sur 30 secondes dans les conditions expérimentales latérales à 15° de surface inclinée.	131
Figure 65. Position moyenne du centre des pressions (CP) selon l'axe médio-latéral (Y0) en millimètres (mm) en fonction de l'inclinaison de la surface d'appui dans le plan frontal. ...	132
Figure 66. Déplacements moyens du CP selon l'axe antéro-postérieur (Xm) en millimètres (mm) en fonction de l'inclinaison de la surface d'appui dans le plan frontal.....	132
Figure 67. Déplacements moyens du CP selon l'axe médio-latéral (Ym) en fonction de l'inclinaison de la surface d'appui dans le plan frontal.	133
Figure 68. Vitesse moyenne des déplacements du CP selon l'axe médio-latéral (Vm-ml) en fonction de l'inclinaison de la surface d'appui dans le plan frontal.	133
Figure 69. Vitesse moyenne des déplacements du CP selon l'axe antéro-postérieur (Vm-ap) en fonction de l'inclinaison de la surface d'appui dans le plan frontal.	134
Figure 70. Position moyenne du CP selon les axes antéro-postérieur (X0) en millimètres (mm) en fonction de l'inclinaison de la surface d'appui dans le plan frontal.....	135
Figure 71. Déplacements moyens du CP selon les axes antéro-postérieur (Xm) et médio-latéral (Ym) en fonction des surfaces inclinées dans le plan frontal.	136
Figure 72. Vitesse moyenne des déplacements du CP dans le plan horizontal (Vm) en fonction des surfaces inclinées dans le plan sagittal.	137
Figure 73. Niveau perçu de stabilité à partir des réponses subjectives des participants dans toutes les conditions d'inclinaison latérale et sagittale de la surface d'appui.....	138
Figure 74. Relation entre le niveau de perception de stabilité et la vitesse moyenne dans toutes les conditions expérimentales.....	139
Figure 75. (A). Accéléromètres placés selon les axes antéro-postérieur (X-ap: m/s ²) et vertical (Z-Ve: m/s ²) ; (B). La cible et l'accéléromètre de la cible (m/s ²).	152
Figure 76. L'emplacement d'accéléromètres sur la première commissure de la main active.	152
Figure 77. Amplificateur pour 3 accéléromètres.	153
Figure 78. Données brutes des vitesses maximales à l'aide des accéléromètres dans l'axe AP (X-ap : m/s ²) et vertical (Z-Ve : m/s ²) et la cible sur le logiciel LabVIEW.....	153
Figure 79. Réalisation de la tâche de pointage en condition (PF7) : Position de départ (gauche) et position d'arrivée (droite).	155
Figure 80. Exécution du protocole de l'étude 3 sur la performance des tâches de pointage unilatéral.	156
Figure 81. Exemple d'un tracé brut d'un sujet en condition de référence (H0) montrant les indices utilisés.....	158
Figure 82. (A.) Amplitudes (Δxp) et (B.) durées des APAs (dAPAs) en fonction de l'inclinaison de la surface d'appui.	160
Figure 83. Durée du mouvement focal (dMvF) en fonction de l'inclinaison de la surface d'appui.....	161
Figure 84. (A.) Accélération maximale du mouvement focal dans la direction antéro-postérieure (A-apM) et (B.) dans la direction verticale (A-VeM) en fonction de l'inclinaison de la surface d'appui.....	162
Figure 85. Calcul des APAs et de la performance à partir des tracés du CP (xp) et des accéléromètres (A-ap, A-Ve, Ac) dans les conditions H0, DF15 et PF15.....	164

Tableaux

Tableau 1. Caractéristiques physiques des participants de l'étude 1.....	74
Tableau 2. EMG moyen rectifié du Tibialis anterior (TA), du Gastrocnemius medialis (GasM) et du Soleus (Sol) dans toutes les conditions de l'inclinaison de la surface.....	91
Tableau 3. Paramètres posturographiques en fonction de la pente de la surface.....	94
Tableau 4. Caractéristiques des participants de l'étude 2.....	105
Tableau 5. Position angulaire (°) des articulations des genoux et des chevilles dans les conditions d'inclinaison latérale.....	119
Tableau 6. Position angulaire (°) des genoux et des chevilles dans les conditions d'inclinaison dans le plan sagittal.....	123
Tableau 7. EMG moyen rectifié des muscles cibles dans les conditions d'inclinaison latérale de la surface d'appui.....	127
Tableau 8. EMG moyen rectifié des muscles cibles dans les conditions d'inclinaison de la surface d'appui dans le plan sagittal.....	130
<i>Tableau 9. Paramètres posturographiques en fonction de la pente de la surface dans le plan frontal.....</i>	<i>134</i>
<i>Tableau 10. Paramètres posturographiques en fonction de l'inclinaison de la surface dans le plan sagittal.....</i>	<i>137</i>
Tableau 11. Caractéristiques physiques des participants de l'étude 3.....	151
Tableau 12. Paramètres des ajustements posturaux anticipateurs (APAs) en fonction de l'inclinaison de la surface.....	161
Tableau 13. Paramètres de performance de la tâche de pointage en fonction de l'inclinaison de la surface.....	163

Liste des abréviations

AMS = aires corticales motrices supplémentaires

ANOVA = analyse de la variance

AP = antéro-postérieur

APAs = ajustements posturaux anticipateurs

APCs = ajustements posturaux consécutifs

APs = ajustements posturaux synchrones

BiF = biceps femoris

BLS = bureau of labor statistics

CFC = capacité foco-cinétique

CG = centre de gravité

CM = centre de masse

CP = centre des pressions

CPC = capacité posturo-cinétique

CVM = contraction volontaire maximale

EMG = électromyogramme

GasM = gastrocnemius medialis

IMC = indice de masse corporelle

ML = médio-latéral

MUAP = potentiel d'action d'unité motrice (anglais. motor unit action potential)

OMS = organisation mondiale de la Santé

RecF = rectus femoris

SNC = système nerveux central

Sol = soleus

TA = tibialis anterior

PARTIE 1 :

Cadre théorique

I. LE MAINTIEN DE L'ÉQUILIBRE POSTURAL

1. Généralité sur l'équilibre postural

« Pourquoi doit-on étudier l'équilibre postural ? Pourquoi il est important dans la vie quotidienne ? ... ». Avant de commencer la lecture, ces questions peuvent se poser afin que le lecteur ait une idée sur l'étude de l'équilibre postural chez l'Homme. Si on observe bien notre routine dans les activités de la vie quotidienne, l'un des éléments indispensables que l'on effectue en permanence, et au moment même où vous êtes en train de lire cette thèse, est la capacité de contrôler et maintenir sa posture ou sa position du corps dans l'espace (Shumway-Cook et Woollacott, 2014).

Les humains sont les seuls mammifères qui se tiennent constamment de manière bipède (Cronin et Lichtwark, 2013) contre différentes forces perturbatrices auxquelles le corps humain est soumis : la gravité terrestre, la force de réaction du sol sur le corps, la force de friction entre le pied et le sol, ainsi que la force de résistance de l'air (ex. le vent) (Paillard, 2016). C'est la raison pour laquelle les études ont commencé à explorer les mécanismes du contrôle postural qui ont révélées que l'équilibre postural est une capacité motrice complexe (Horak et Macpherson, 1996).

L'étude de l'équilibre postural fait l'objet d'une littérature scientifique abondante datant du XVIII^{ème} siècle. La posture de référence est la posture debout à condition qu'elle corresponde à la position anatomique fondamentale de l'espace humaine (Bouisset, 2002). En effet, le mot « *équilibre postural* » est structuré de deux mots « *Posture* » et « *Équilibre* » dont les notions sont distinctes l'une de l'autre, mais interdépendantes. La « *Posture* » indique la position des différents segments du corps à un moment donné dans l'espace qui sert à maintenir l'« *Équilibre* » du corps lors des mouvements statiques et dynamiques (Carini et al., 2017). Ainsi, une coordination entre la posture, l'équilibre et le mouvement constitue un préalable fondamental pour la vie quotidienne. Horak (2006) a proposé deux objectifs fonctionnels principaux du comportement postural qui sont, d'une part, l'**orientation posturale** qui sert à un contrôle actif de l'alignement corporel du tronc et de la tête par rapport à la gravité, aux surfaces d'appui, à l'environnement visuel et aux cadres de référence. D'autre part, l'**équilibre postural** sert à une coordination de la stratégie sensorimotrice dans le but de stabiliser le centre de masse (CM) corporel pendant diverses perturbations de la stabilité posturale.

En effet, le contrôle postural est contrôlé par une combinaison de mécanismes feed-forward et feedback via un certain nombre de récepteurs sensoriels (Trew et Everett, 2005). Il exige des capacités motrices d'adaptation dérivées de l'interaction de plusieurs processus sensori-moteurs (Horak et Macpherson, 1996) en fonction des contraintes de l'environnement (Paillard, 2016). Ainsi, pour comprendre les mécanismes du contrôle de l'équilibre, il est impératif d'aborder la notion de système nerveux et de rôle des systèmes sensoriel (vision, vestibulaire et somatosensoriel) et effecteur dans l'approche sensori-motrice. En parallèle de cette approche, l'équilibre postural est aussi abordé sous l'angle biomécanique qui correspond aux théorèmes de Newton appliqués au corps humain modélisé sous la forme de chaînons corporels articulés. Dès lors, les rappels suivants sur les deux approches sont importants pour la compréhension du mécanisme de contrôle de l'équilibre postural.

2. Approche sensori-motrice

Elle fait référence à un élément essentiel dans le maintien de l'équilibre postural, basé sur des informations sensorielles provenant de différents capteurs : (somatosensoriels, visuels et vestibulaires). Ces informations sont traitées par des centres intégrateurs du système nerveux central (SNC) qui élaborent la réponse motrice en mettant en jeu le système effecteur. En plus, le système sensori-moteur joue un rôle primordial dans la génération d'ajustements adaptatifs visant à maintenir l'équilibre de manière optimale et à réduire la probabilité de perte d'équilibre (Pai et Iqbal, 1999 ; Payol et Pai, 2002). L'objectif est de maintenir la ligne verticale du centre de gravité (CG) à l'intérieur du polygone de sustentation (ou la base de support d'appui), malgré la présence de perturbations endogènes ou exogènes.

La **Figure 1** présente une synthèse du contrôle postural basé sur l'activité coordonnées des systèmes : sensoriel, d'intégration, et effecteur.

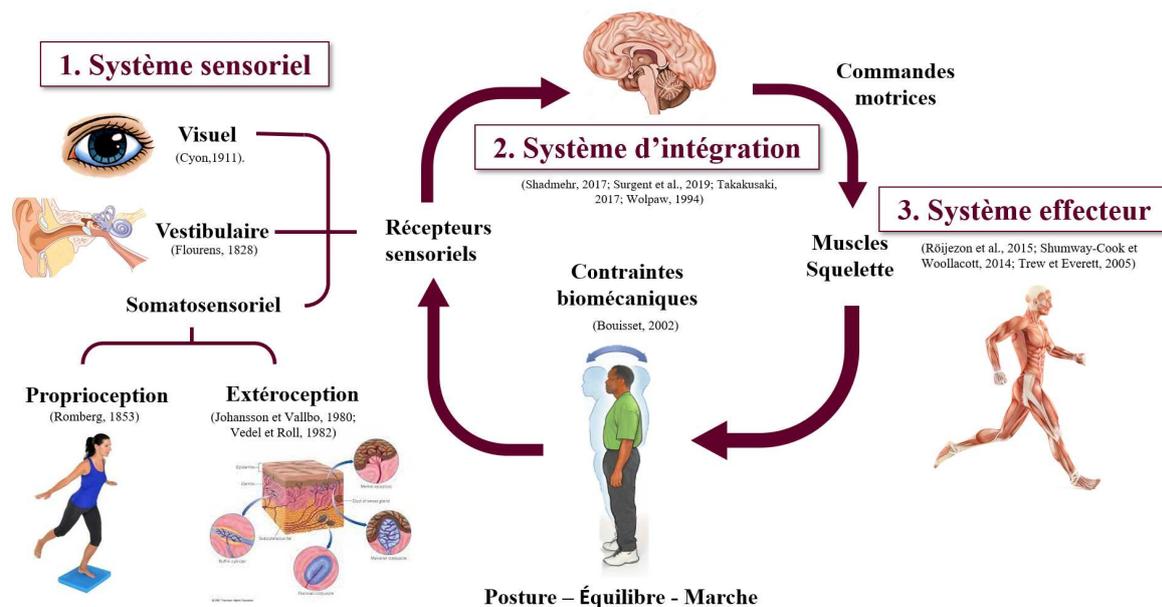


Figure 1. Contrôle postural chez l'Homme.

Le schéma illustre l'intégration des différentes entrées sensorielles au niveau du SNC et la commande motrice du système effecteur qui permettent de maintenir une posture stable.

2.1. Système sensoriel

Ce système s'appuie sur des récepteurs périphériques de différentes parties du corps fonctionnant à un niveau conscient ou inconscient, et qui transmettent les signaux au système d'intégration au niveau de SNC pour qu'il élabore la réponse motrice et coordonne les schémas d'activation des muscles (Röjjezon et al., 2015; Shumway-Cook et Woollacott, 2014; Trew et Everett, 2005). La mise en évidence du rôle de divers capteurs sensoriels a été découverte au cours du XVIII^{ème} siècle : la fonction de la vue et de la proprioception (Romberg, 1853), du vestibule (Flourens, 1828), de la proprioception des muscles paravertébraux (Longet, 1845), et de l'oculomotricité (Cyon, 1911). Selon ces derniers, il a été ultérieurement mis en évidence que la posture debout verticale est soutenue par le traitement des informations de différents capteurs : capteur somatosensoriel (récepteurs proprioceptifs et extéroceptifs), visuel, et vestibulaire (Barbieri et al., 2008; Bisdorff et al., 1996; Merfeld et al., 1999; Pérennou et al., 2008; Van Beuzekom et Van Gisbergen, 2000).

2.1.a. Récepteurs somatosensoriels

Les travaux de Mergner et al., (1991) et Roberts, (1973) ont mis en évidence que les récepteurs somatosensoriels du cou sont un élément important puisque le SNC utilise des

informations sur la position de la tête par rapport au tronc pour intégrer les informations vestibulaires avec les mouvements de l'ensemble du corps. De même, Weon et Cha (2018) ont montré que le contrôle postural dépend des informations somatosensorielles du pied en contact avec la surface d'appui en étudiant l'influence des chaussures à talons hauts sur la capacité de l'équilibre et la marche chez les femmes saines. Pour rappel, on distingue deux types de récepteurs proprioceptifs et extéroceptifs.

2.1.a.1. Récepteurs proprioceptifs

La proprioception a été mise en évidence pour son rôle essentiel dans le contrôle de l'équilibre, en particulier au niveau de la cheville (Han et al., 2015). Il y a un traitement inconscient des informations sensorielles caractérisant la position et le mouvement du corps, et issues des récepteurs des muscles, tendons et capsules articulaires (Konczak et al., 2009).

Les récepteurs proprioceptifs présentent trois types de sensibilité. Premièrement, la « sensibilité à la position » qui informe sur les angles formés par les articulations et donc sur la position relative des différents segments corporels les uns par rapport aux autres. Deuxièmement, la « sensibilité au mouvement » qui informe sur les paramètres de vitesse de direction et d'amplitude. Troisièmement, la « sensibilité à la force » qui informe sur l'intensité des forces produites par les muscles.

Les récepteurs proprioceptifs peuvent être divisés en trois groupes :

1. Récepteurs musculaires

Les fuseaux musculaires sont les principaux récepteurs musculaires étant répartis dans la partie charnue du muscle strié et situés profondément dans le muscle et parallèlement aux fibres musculaires. Les fibres Ia ont une réponse dynamique à l'étirement musculaire, qui dépend linéairement de la vitesse d'étirement du muscle puis une réponse statique pendant tout le temps de l'étirement. Les fibres II ont essentiellement une réponse statique à la longueur, avec une réponse dynamique quasiment nulle. L'adaptation des fibres Ia et II est quasiment nulle. Des motoneurones gamma innervent les parties striées contractiles des fibres intrafusales. Ces motoneurones, en assurant la contraction des fibres intrafusales, modifient l'excitabilité des fibres sensibles innervant les fuseaux en déformant mécaniquement le récepteur. En outre, les fuseaux musculaires assurent le contrôle du tonus musculaire étant à la base du réflexe myotatique. Ils sont activés par la longueur du muscle et la vitesse du

mouvement (Basmajian, 1985; Manal et Buchanan, 2004). Ils sont sensibles à l'étirement et transmettent rapidement des messages excitateurs sensoriels sur le niveau de tension musculaire aux centres intégrateurs du SNC (Eklund, 1973; Eyzaquiere et Fidone, 1975) pour activer le muscle et le protéger des blessures liées à l'étirement (Madeleine et al., 2011).

2. Récepteurs tendineux

Les organes tendineux de Golgi sont situés à la jonction myotendineuse, qui constitue la zone de transition entre la partie contractile et non contractile du muscle. Les organes tendineux de Golgi sont innervés par des fibres sensibles de type Ib (MacKinnon, 2018). Ils sont activés à la fois par l'étirement passif des tendons et par la contraction musculaire. Ils présentent une sensibilité dynamique très développée et renseignent le SNC sur les variations de la force contractile du muscle.

3. Récepteurs articulaires

Ils se trouvent au niveau des capsules articulaires, et sont activés par les mouvements articulaires et l'étirement des muscles attachés aux capsules articulaires (Eyzaquirre et Fidone, 1975). Les récepteurs articulaires sont des récepteurs phasico-toniques, qui renseignent sur les mouvements articulaires comme sur la position de l'articulation.

2.1.a.2. Rôle dans le maintien de l'équilibre postural

La participation de la proprioception des muscles oculomoteurs au contrôle de la posture a été mise en évidence par Roll et Roll, (1988). Les auteurs ont généré des sensations de mouvement illusoire et des réactions posturales d'inclinaison de l'ensemble du corps, par la vibration de ces muscles. En effet, la vibration mécanique est une méthode pour moduler la proprioception musculaire (fibre Ia) (Goodwin et al., 1972; McCloskey, 1973) et pour analyser son rôle dans le contrôle de la posture debout (Ceyte et al., 2007; Eklund, 1973; Ivanenko et al., 2000; Kavounoudias et al., 1999; J. P. Roll et al., 1989; Wierzbicka et al., 1998). Il a été constaté que la vibration du muscle Tibialis anterior et des tendons d'Achille en posture debout entraîne chez les sujets sains une inclinaison du corps orientée vers l'avant et vers l'arrière, respectivement (Capicíková et al., 2006; Ceyte et al., 2007; Eklund, 1972; Kavounoudias et al., 1999; Roll et al., 1989). Roll et al. (1989) ont également montré que la stimulation des fuseaux neuro-musculaires des muscles du cou et des chevilles entraînaient des réactions similaires. Ils en ont conclu à l'existence d'une « chaîne proprioceptive » allant des yeux jusqu'aux pieds

(André Thomas, 1940), et qui permet l'élaboration de références corporelles statiques et dynamiques, actualisées en permanence. Fitzpatrick et McCloskey, (1994) ont mis en évidence que l'entrée proprioceptive au niveau des membres inférieurs, notamment au niveau de la cheville, est considérée comme un des éléments les plus sensibles dans la perception consciente de l'oscillation posturale en position debout, suivie de la vision. Une dégradation du système capsulo-ligamentaire, par exemple chez les sujets ayant des antécédents d'entorse de cheville, peut alors engendrer une augmentation des oscillations posturales (Leanderson et al., 1993). De plus, les sensations proprioceptives du groupe I et du groupe II contribuent au mécanisme de feedback de vitesse qui ont un rôle important dans le contrôle postural commode (Masani et al., 2003). Plus récemment, Day et al. (2017) ont mis en évidence que lors du maintien de la position debout, les muscles impliqués dans le contrôle de l'équilibre (Tibialis anterior, Soleus, Quadriceps) utilisaient leurs terminaisons sensorielles Ia, qui ont des seuils de sensibilité très bas leur permettant de détecter et de répondre à de très faibles oscillations posturales.

2.1.a.3. Récepteurs extéroceptifs

Les récepteurs extéroceptifs sont constitués des mécanorécepteurs, situés à différentes profondeurs de la peau, et qui sont capables de détecter la position, la force, la vitesse et l'accélération de la déformation de la peau (Johansson et Vallbo, 1980; Vedel et Roll, 1982). De plus, les mécanorécepteurs situés sur la sole plantaire ont une grande capacité à discriminer les changements de pression exercée dans une large gamme de fréquences, ce qui leur permet ainsi de détecter les changements dans la répartition du poids du corps sous les pieds (Kavounoudias et al., 1998; Kennedy et Inglis, 2002; MacKinnon, 2018; Magnusson et al., 1990). Au sein de ces mécanorécepteurs, il existe trois catégories principales : à la pression, à la vibration, et à la vitesse. On distingue cinq différents types de récepteurs cutanés mécaniques classés selon leurs propriétés de détection, la zone du champ récepteur et les temps de réponse des capteurs des récepteurs : les terminaisons libres, les disques de Merkel, les corpuscules de Ruffini, les corpuscules de Meissner et les corpuscules de Pacini.

2.1.a.4. Rôle dans le maintien de l'équilibre postural

Le rôle important des mécanorécepteurs plantaires a été mis en évidence dans le maintien de l'équilibre postural lors de la station debout et la marche (Cudejko et al., 2020; Kavounoudias et al., 1998; Magnusson et al., 1990; Masani et al., 2003; Mildren et al., 2016). Magnusson et al. (1990) ont montré une augmentation de la vitesse des oscillations posturales

induites par la vibration de muscle du cou après le refroidissement de la sole plantaire. De même, Kavounoudias et al. (1998) ont révélé un rôle significatif de la sole plantaire dans le contrôle postural en observant des mouvements d'inclinaison du corps en réponse à la vibration des soles plantaires lors d'une station debout. Ils ont supposé que les informations fournies par la sole plantaire soient transformées en indices de direction et d'amplitude de l'inclinaison du corps. Les auteurs ont alors considéré la sole plantaire comme une « carte dynamométrique » équipée de nombreux capteurs capables de coder spatialement toutes les pressions appliquées à son niveau. Cependant, Meyer et al. (2004), qui ont étudié l'équilibre postural avant et après anesthésie des soles plantaires, nuancent ces hypothèses. En effet, il n'a pas été observé de variation des indices posturographiques après anesthésie en condition yeux ouverts, et seule la condition yeux fermés a induit une augmentation de la vitesse de déplacement du CP.

2.1.b. Système visuel

Le système visuel est un système optique comparable à celui d'un appareil photographique qui sert au mécanisme de feed-forward du système. La rétine périphérique se situant dans l'œil permet de détecter le mouvement du corps de l'individu dans l'espace tridimensionnel (Paillard, 2016). La vision joue un rôle majeur dans le processus multisensoriel de stabilisation posturale dont les entrées représentant l'environnement fournissent une référence nécessaire au SNC (Laurens et al., 2010). L'absence du capteur visuel peut augmenter jusqu'à 50% l'amplitude des oscillations posturales (Diener et al., 1986). Ceci a été confirmé par les travaux ultérieurs (Giagazoglou et al., 2009; Mezzarane & Kohn, 2007; Spink et al., 2011) qui ont constaté une plus grande longueur et vitesse d'oscillations posturales en l'absence de vision.

2.1.c. Système vestibulaire

L'organe vestibulaire se situe dans l'oreille interne qui est à l'origine du réflexe vestibulo-oculaire. Ce système contribue au maintien de la station debout en agissant via le système vestibulospinal (Takakusaki, 2017). Son rôle est étroitement lié à la gravité (Lopez et al., 2015), et il fournit au cerveau de fournir des informations concernant les rotations et translations tridimensionnelles de la tête.

D'un point de vue anatomique, le système vestibulaire périphérique correspond à la partie postérieure de l'oreille interne (**Figure 2**). Les récepteurs vestibulaires font partie du labyrinthe

membraneux qui est situé dans le labyrinthe osseux (creusé dans l'os temporal). Ce dernier est considéré comme le propriocepteur céphalique sensible aux accélérations linéaires et angulaires de la tête dans l'espace (Paillard, 2016). En effet, le labyrinthe membraneux comporte anatomiquement trois canaux semi-circulaires et deux vésicules otolithiques : l'utricule et le saccule. Les trois canaux semi-circulaires sont disposés dans trois plans orthogonaux différents (un supérieur, un horizontal, et un postérieur) et codent les accélérations rotatoires. Les organes otolithiques, constitués de l'utricule et du saccule codent les accélérations linéaires (Jaeger et Haslwanter, 2004). Il est à noter que le vestibule intervient davantage dans les tâches dynamiques que dans le maintien quasi-statique de l'équilibre postural où les seuils de stimulation sont très bas. On notera par exemple que dans le cas d'une perte vestibulaire bilatérale, l'équilibre postural est conservé grâce à la fonction des récepteurs visuels et proprioceptifs (Dichgans et Diener, 1989 ; Enbom et al., 1991).

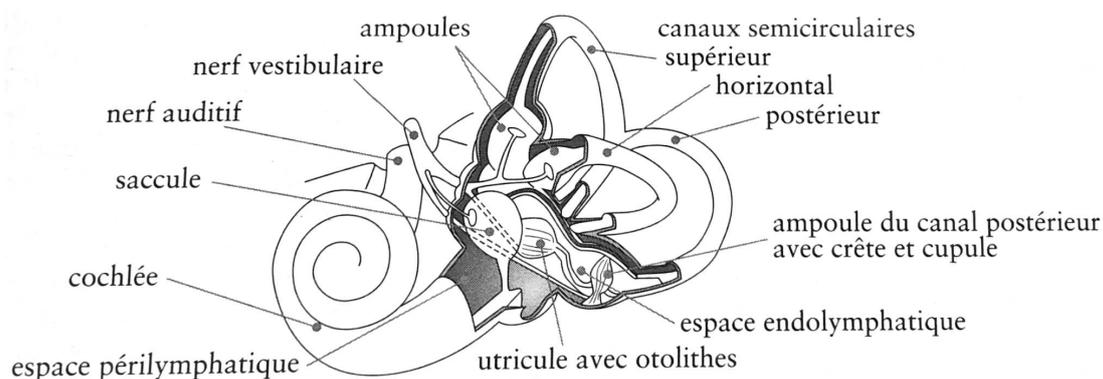


Figure 2. Anatomie de l'oreille interne (d'après Perrin et Vibert, 2016).

En complément de ces trois systèmes sensoriels, le système auditif a aussi été considéré comme un élément pouvant intervenir dans le contrôle postural. Selon Bonnet et Abonnenc (1978), la capacité de la stabilité posturale est plus importante lorsque des sujets placés dans le noir sont soumis à un champ sonore orienté.

2.2. Système d'intégration

Le système nerveux central ou SNC est considéré comme un système de commande indispensable pour le contrôle de l'équilibre qui agit comme un centre de traitement des informations sensorielles à partir desquelles il élabore une réponse motrice.

2.2.a. Le système nerveux central et le contrôle de l'équilibre postural

Le SNC constitue un élément clé dans le contrôle de l'équilibre et la programmation des ajustements posturaux. Son rôle majeur est de traiter les données provenant de différents capteurs sensoriels, de maintenir l'équilibre postural, d'exécuter les mouvements focaux (ou mouvement intentionnel ou volontaire), et de protéger le corps des perturbations (Yiou et al., 2012) en générant les ajustements posturaux. Plusieurs zones de l'encéphale sont impliquées de manière significative dans le contrôle postural (**Figure 3**) (Shadmehr, 2017; Wolpaw, 1994). Sargent et al. (2019) ont mis en évidence le rôle important du cervelet, les noyaux gris, le thalamus, l'hippocampe et le cortex pariétal inférieur.

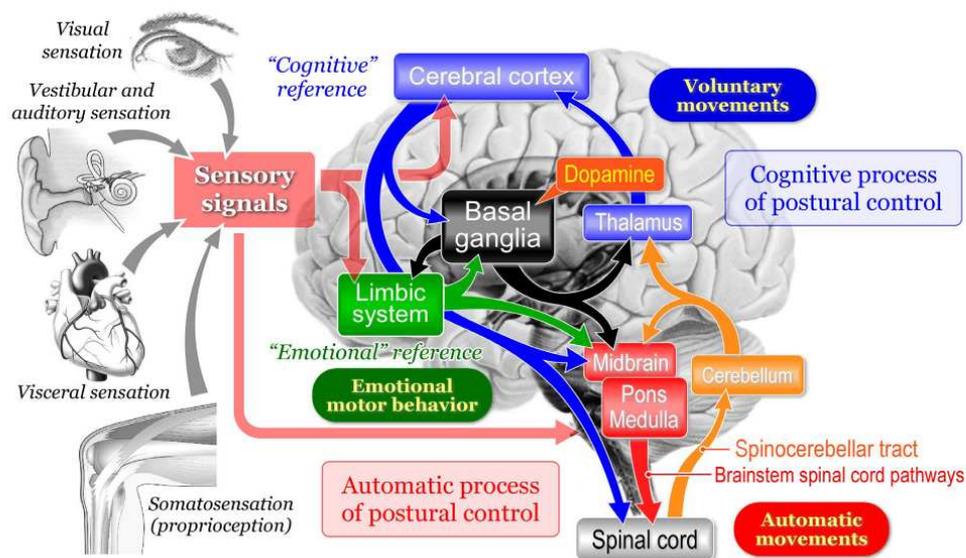


Figure 3. Flux de signaux multisensoriels entre les différentes zones du système nerveux central impliqués dans le contrôle postural (Takakusaki et al., 2017).

2.2.b. Le rôle des différentes régions du cerveau sur l'équilibre

• La moelle épinière et le tronc cérébral

Les signaux provenant des capteurs somatosensoriels et des organes vestibulaires interagissent dans la moelle épinière et le tronc cérébral, affectant les mouvements simples et les réflexes musculaires (Fanardjian et Sarkisian, 1988; Robinson, 1995). Ces informations afférentes convergent avec les signaux efférents du cortex moteur dans le cervelet (Fransson, 2005). En outre, le rôle principal du tronc cérébral dans le contrôle de la fonction motrice est d'initier les contractions des muscles posturaux du tronc, du cou et des muscles des membres proximaux, fournissant ainsi un soutien au corps contre la gravité (Trew et Everett, 2005).

- **Le cortex moteur primaire et aires corticales motrices supplémentaires (AMS)**

Les activités motrices sont initiées dans le cortex moteur primaire et transmises aux muscles squelettiques par les voies nerveuses pyramidales. Le cortex moteur primaire évalue les informations provenant du cortex prémoteur et des aires corticales motrices supplémentaires (AMS) (Fransson, 2005). L'AMS est principalement impliquée dans la planification et l'exécution de programmes moteurs séquentiels complexes et dans la coordination des mouvements bilatéraux (Brodal, 2004).

- **Le cervelet**

Le cervelet est un comparateur entre les informations proprioceptives et sensorielles centrales, qui peut modifier les informations motrices avant le début du mouvement. Il joue un rôle dans la coordination de l'activation des groupes musculaires agonistes et antagonistes (Paillard, 2016). De plus, l'implication du cervelet porte sur le contrôle des mécanismes de rétroaction, la précision, la fluidité des mouvements continus (Robinson, 1995), la planification, l'apprentissage, la coordination des tâches motrices, y compris la régulation des récepteurs de divers réflexes (Arshavsky et Orlovsky, 1986; Jankowska, 1989; Robinson, 1995). En outre, il a été constaté qu'un volume plus important du cervelet implique un meilleur équilibre (Burciu et al., 2013; Hüfner et al., 2011; Park et al., 2013). En effet, ils ont montré que les personnes expertes en équilibre ou ayant suivi un entraînement de longue durée (par exemple, les danseurs professionnels, les patineurs artistiques ou les slack-liners) ont un plus grand volume de matière grise dans le cervelet que les personnes normales. Ainsi, il a été démontré que le cervelet joue un rôle clé dans l'équilibre postural (Surgent et al., 2019).

- **Les noyaux gris centraux (ganglions de la base)**

Les ganglions de la base sont essentiels au contrôle adaptatif de la motricité (Roseberry et al., 2016). Ils jouent un rôle important dans la planification, le contrôle et l'initiation des programmes moteurs, ainsi que dans la sélection et la suppression des mouvements non désirés (Trew et Everett, 2005). Des études menées sur des animaux ont montré que les ganglions de la base ont la capacité d'exécuter des programmes moteurs pour des mouvements simples, tels que la marche (Guyton, 1981). De même, des études similaires chez l'homme ont suggéré que les ganglions de la base fonctionnent de la même manière chez l'homme (Wolpaw, 1994). En outre, il a été suggéré que les ganglions de la base et le cortex pariétal sont impliqués dans

l'initiation de l'activité motrice (DeLong et al., 1986; Trew et Everett, 2005), car ils sont souvent activés avant que l'activité ne soit détectée dans le cortex moteur.

- **L'hippocampe**

L'hippocampe joue un rôle dans les capacités de raisonnement spatial et configurationnel, qui peuvent impliquer la capacité d'équilibre (King et al., 2002 ; Riley et al., 2012; Sullivan et al., 2010; Surgent et al., 2019).

- **Le cortex pariétal inférieur**

Le cortex pariétal inférieur est impliqué dans la perception, la planification et l'interprétation des informations sensorielles (Andersen et al., 1987; Battaglia-Mayer et al., 2003). Il a été démontré que son rôle dans l'équilibre est plus probable dans l'intégration et la planification motrices que dans l'exécution motrice (Battaglia-Mayer et al., 2006).

2.3. Système effecteur

Le système effecteur est la partie terminale du système de régulation qui commande les actions musculaires ayant des rôles de stabilisation ou de mobilisation. Ces deux types d'action font appels à deux fonctions distinctes des muscles posturaux, et nommées par Lestienne & Gurfinkel (1988) conservatrice et opérative (**Figure 4**).

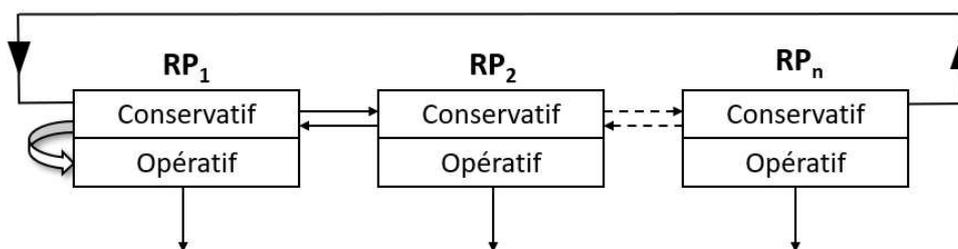


Figure 4. Description schématique du système multi-composant sous-jacent à l'organisation du contrôle postural (d'après Lestienne et Gurfinkel, 1988).

La structure de chaque régulateur physiologique (RP) est divisée en deux systèmes : conservatif et opératif. Les RP sont interconnectés et le système opératif reçoit la valeur prescrite du système conservatif lui-même (Lestienne & Gurfinkel, 1988).

2.3.a. Fonction conservatrice

Elle vise à solidariser les segments articulés afin de maintenir la configuration posturale requise. Cette fonction de « stabilisation » est organisée sur la base du schéma corporel.

2.3.b. Fonction opérative

Elle vise à maintenir l'équilibre postural contre les perturbations endogènes et exogènes auxquelles le corps est soumis et qui éloignent le CG de ses positions de référence.

3. Approche biomécanique

En parallèle de l'approche sensori-motrice, il existe une approche issue des sciences fondamentales décrivant l'état d'équilibre du corps humain par les lois de la mécanique de Newton qui se rapporte au modèle du corps sous une forme du système de solides rigides déformables et de chaînons corporels (Bouisset, 2002).

3.1. Représentation mécanique simplifiée du corps humain

Pour étudier le corps humain d'un point de vue biomécanique, il est nécessaire que le corps humain soit présenté sous une forme mécanique simplifiée en appliquant les lois de la physique. Bouisset (2002) a comparé le corps humain à un système articulé de solides rigides (**Figure 5**) puisqu'il souligne le fait que le corps humain comporte des pièces osseuses rigides, mobiles les unes par rapport aux autres au niveau des articulations. En plus, il a décrit que le corps humain est composé de segments anatomiques qui sont connectés comprenant les os et les autres tissus vivants qui les entourent. De ce fait, chaque segment corporel peut alors être assimilé à une tige rigide indéformable qui forme un « chaînon », ou un « lien corporel » (Dempster, 1955) qui leur permet d'être mobiles les uns par rapport aux autres, formant une « chaîne articulée ». En d'autres termes, une action mécanique exercée sur un segment quelconque du corps est transmise aux autres impliquant le principe d'action-réaction de Newton (voir les parties suivantes).

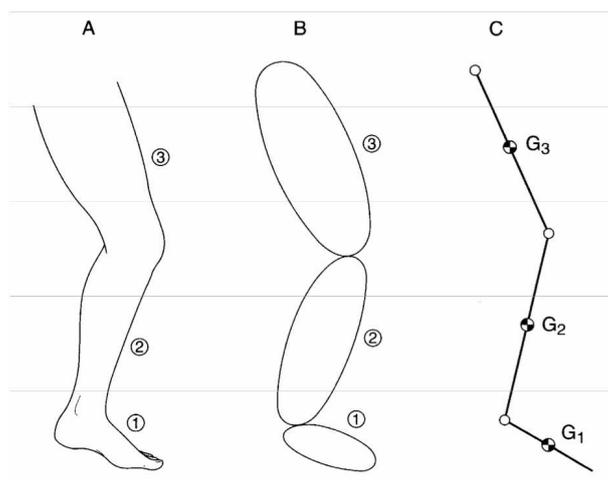


Figure 5. Représentations morphologiques simplifiées du membre inférieur (d'après Bouisset, 2002).

A. Trois segments du contour anatomique (cuisse, jambe, et pied) ;

B. Trois segments sous la forme d'ellipsoïdes ;

C. La connexion entre chaque segment articulé (cercle blanc représente l'articulation et $G_{1,2,3}$ représentent l'os du membre inférieur) sous la forme d'une « chaîne articulée ».

3.2. Constantes biomécaniques remarquables dans l'équilibre postural

Quel que soit l'objet solide, des éléments cruciaux peuvent être identifiés comme des constantes biomécaniques pour simplifier l'étude de l'équilibre d'un système, à savoir la longueur, le masse, le moment d'inertie et rayon de giration et le centre de gravité.

3.2.a. Longueur

La longueur d'un chaînon est définie comme la distance entre les centres de rotation moyens, situés aux deux extrémités du segment osseux.

3.2.b. Masse

La masse (m) d'un segment est la somme des masses (m_i) des différents éléments du segment ($m = \sum m_i$), et son poids (\vec{P}), le produit de sa masse par l'accélération de la pesanteur (\vec{g}) :

$$\vec{P} = m\vec{g}$$

3.2.c. Moment d'inertie et rayon de giration

Le moment d'inertie d'un segment corporel par rapport à un axe Δ est défini par la formule suivante :

$$J_{\Delta} = \sum m_i r_i^2$$

r_i^2 est le carré de la distance d'un point matériel A_i , de masse m_i , à l'axe Δ .

La relation précédente peut s'écrire :

$$J_{\Delta} = mR^2$$

$m = \sum m_i$, $R = \sqrt{\frac{J_{\Delta}}{m}}$ est le rayon de giration, c'est à dire la distance de l'axe Δ du point ayant

la masse totale m , et qui aurait le même moment d'inertie, par rapport à l'axe considéré. On peut déterminer expérimentalement le moment d'inertie des chaînons corporels autour de leurs axes de rotation. A partir de ces valeurs, on peut déterminer le moment d'inertie du corps entier par rapport à un point quelconque, en appliquant le théorème de Huygens :

$$J_{\Delta'} = J_{\Delta} + md^2$$

$J_{\Delta'}$ est le moment d'inertie par rapport à un axe Δ' , parallèle à l'axe Δ et passant généralement par le centre de gravité, le centre de rotation moyen ou l'extrémité du segment; d est la distance entre les deux axes.

3.2.d. Centre de gravité

Le centre de gravité, ou CG est lié au CM, ce qui est appelé par l'emplacement du CM dans la projection verticale (Winter, 2009), selon l'effet gravitationnel de la terre attirant un objet vers le noyau terrestre ($g = 9,8 \text{ m/s}^2$). La projection verticale du CG (**Figure 6**) passe au niveau de l'articulation de la hanche (ou juste un peu en arrière de celle-ci), et passe environ 5,7 cm avant des malléoles de la cheville (Bouisset, 2002).

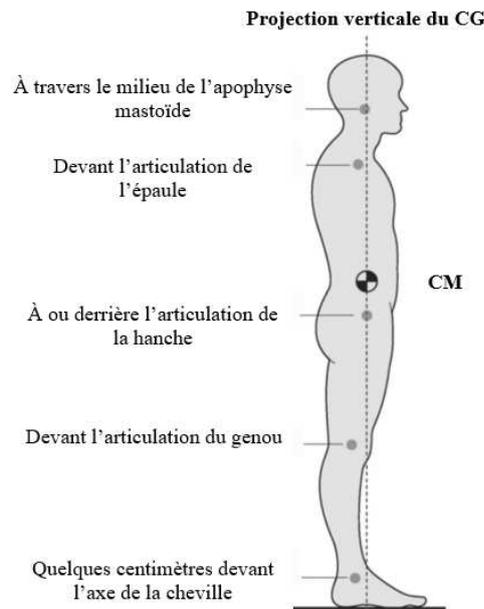


Figure 6. La ligne de projection verticale du centre de gravité (CG) en position debout et le centre de masse (CM), (d'après Trew et Everett, 2005).

3.3. Lois de la mécanique de Newton

Les lois universelles du phénomène mécanique du mouvement ont été formulées par Isaac Newton en 1687. Elles permettent l'étude du mouvement humain et sont catégorisées en trois lois différentes : principe d'inertie, principe de la dynamique et principe action-réaction.

3.3.a. Principe d'inertie

Si les forces qui s'exercent sur un système se compensent, ce système est soit immobile soit animé d'un mouvement rectiligne uniforme.

3.3.b. Principe de la dynamique

Dans le cadre du mouvement humain, d'après Bouisset, (2002) ce principe peut être distingué en deux théorèmes du mouvement : théorème de la résultante dynamique et théorème du moment cinétique.

3.3.b.1. Théorème de la résultante dynamique

$$m\vec{\Gamma}_G = \sum \vec{F}_e$$

où m est la masse du système, $\vec{\Gamma}_G$ l'accélération de son centre de gravité, G , par rapport à un repère galiléen, et $\Sigma \vec{F}_e$ la résultante des forces extérieures. On appelle $m\vec{\Gamma}_G$ "résultante dynamique" ou "résultante des quantités d'accélération".

3.3.b.2. Théorème du moment cinétique

$$\frac{d\vec{\sigma}_G}{dt} = \Sigma \vec{M}_G(\vec{F}_e)$$

$\Sigma \vec{M}_G(\vec{F}_e)$ est la résultante des moments en G des forces extérieures au système ; σ_G est le "moment cinétique" par rapport à G , origine d'un repère d'axe fixes ; il est également appelé "moment angulaire" ou quantité de mouvement angulaire.

Dans le cas d'un solide rigide on peut écrire en explicitant la dérivée du moment cinétique :

$$J_{G\Delta} \ddot{\theta} = \Sigma \vec{M}_G(\vec{F}_e)$$

où $\ddot{\theta}$ représente l'accélération angulaire du solide par rapport au repère, et $J_{G\Delta}$ son moment d'inertie par rapport à l'axe Δ passant par G . Le produit de ces deux grandeurs, $J_{G\Delta} \ddot{\theta}$, est le "moment dynamique".

3.3.c. Principe d'action/réaction

Sous l'effet de la gravité, le corps humain est maintenu en appui sur une surface de contact (sol, chaise, lit...) avec laquelle il interagit. Cette interaction se fait sous le principe "action réaction", également connue comme la troisième loi de Newton, et dont l'énoncé est le suivant : Lorsqu'un corps A exerce sur un corps B une action mécanique représentée par une force $F_{A/B}$, le corps B exerce sur A une action mécanique représentée par une force $F_{B/A}$. Ces deux forces ont même direction, sens contraire et même norme.

$$\vec{F}_{A/B} = -\vec{F}_{B/A}$$

3.4. Forces extérieures et intérieures

D'après Gray (1968), « pour qu'un mouvement du corps dans un état immobile d'un animal se produise, la mise en jeu d'une force externe est alors requise pour changer la vitesse ou la direction du mouvement ». Autrement dit, le mouvement corporel dépend de la résultant des forces extérieures et intérieures (Trew et Everett, 2005).

Les « **forces extérieures** » correspondent, par définition, aux sources extérieures du système, par exemple le poids du corps, la réaction verticale du sol, ainsi que résistance au vent ou à l'eau. Les forces extérieures peuvent entraîner de manière directe un déplacement du CG, selon le théorème de la résultante dynamique.

Les « **forces intérieures** » correspondent aux forces qui sont générées à l'intérieur du corps et transmises entre les différents éléments du corps, d'origine articulaire, musculo-tendineuse et ligamentaire. En d'autres termes, elles comprennent toutes celles qui agissent à l'intérieur du corps du fait que ces dernières assurent la liaison entre les chaînons corporels. En diffusant jusqu'au sol, elles peuvent modifier les forces extérieures de réaction du sol et induisent de manière indirecte un déplacement du CG.

3.5. Modélisation mécanique du système oscillant en pendule inverse

La posture debout est considérée comme un « phénomène dynamique », selon Hellebrandt (1938), qui correspond à des mouvements se déroulant sur une base d'appui de support fixe. En plus, Gurfinkel (1973) a proposé un modèle assimilant le corps humain en position debout à « un pendule inverse oscillant autour de l'articulation des chevilles », ce qui signifie que le corps humain en position debout se balance en permanence. Pourtant, ce modèle a des limites car les oscillations posturales du corps humain dépassent la simple articulation de la cheville. L'oscillation du corps humain peut cependant être plutôt assimilable à « un roseau dans le vent » (Thomas et Whitney, 1959), c'est-à-dire que la posture humaine debout n'est pas seulement impliquée dans le mouvement de l'articulation des chevilles comme un tige rigide.

3.6. Centre des pressions

Le centre des pressions, ou CP, représente le point d'application de la résultante des forces de réaction verticale du sol, qui est leur barycentre. Hellebrandt (1938) a défini que le CP sur la surface d'appui est assimilable à la projection verticale du CG de l'ensemble du corps en posture debout commode, concernant le principe d'action/réaction de Newton. En condition dynamique, le CP constitue indicateur de la réponse neuromusculaire aux déséquilibres du CG du corps (Ache Dias et al., 2011) en fonction du positionnement des pieds, ainsi que du contrôle moteur des muscles de la cheville (Hiver, 2009).

Pour l'étude sur l'équilibre postural, on caractérise classiquement les déplacements du CP à partir des paramètres de position moyenne, d'écart moyen ou de vitesse moyenne. On retrouve également des paramètres plus complexes calculés dans le domaine fréquentiel, ou à partir de la modélisation mathématique en « mouvement brownien fractionnaire » (Collins et De Luca, 1993).

3.7. Notion d'équilibre statique et dynamique

3.7.a. Équilibre statique

Un système ou un corps peut rester immobile sans aucun mouvement à condition que la somme des forces nette soit égale à zéro ($\Sigma \vec{F}_{ext} = 0$, $\Sigma \vec{T} = 0$) et qu'il ne soit soumis à aucune accélération (principe de non-translation et de non-rotation relatif au principe d'inertie de Newton). L'équilibre postural du corps humain ne peut pas être considéré comme statique, car la somme des forces et des moments appliqués au corps n'est pas nulle même si elle avoisine zéro. On parle alors d'équilibre dynamique.

3.7.b. Équilibre dynamique

Chez l'Homme, un équilibre dynamique est un état de déséquilibre transitoire dans lequel le corps est en mouvement (Paillard, 2016). Ces mouvements sont faibles et la somme des forces appliquées avoisine zéro. C'est un équilibre dans lequel les constituants corporels évoluent et se compensent...

4. Forces perturbatrices de la posture et leur compensation

L'équilibre postural humain est soumis à des forces perturbatrices exogènes et endogènes qui perturbent son état de la stabilité posturale, les premières de manière directe et les secondes de manière indirecte en modifiant les forces de réactions du sol.

4.1. Les forces perturbatrices exogènes

Le corps humain est constitué d'un ensemble de segments mobiles les uns par rapport aux autres, et chacun d'entre d'eux possède son propre CG segmentaire. Cependant, les centres de rotation articulaire de cet ensemble ne sont toujours pas alignés sur le même axe vertical, générant des couples déséquilibrants qui doivent être compensés par des actions musculaires. Ces actions sont parfois discontinues (Bonnet et al., 1976), ayant pour conséquences la génération d'oscillations posturales.

4.2. Les forces perturbatrices endogènes

Les forces perturbatrices endogènes sont celles qui proviennent du corps lui-même. Elles se composent de mouvements périodiques et non-périodiques. Les mouvements périodiques peuvent être les battements cardiaques et les mouvements respiratoires, alors que les mouvements non-périodiques sont les mouvements péristaltiques et la déglutition. Plusieurs auteurs ont montré que la respiration constituait une perturbation significative de la posture (Bouisset & Duchêne, 1994; Hamaoui et al., 2014) et que les modalités mêmes de la respiration pouvaient faire varier cette perturbation. Hamaoui et al., (2010) ont ainsi constaté que la respiration perturbe davantage la posture lorsqu'elle mobilise le compartiment thoracique que le compartiment abdominal (**Figure 7**).

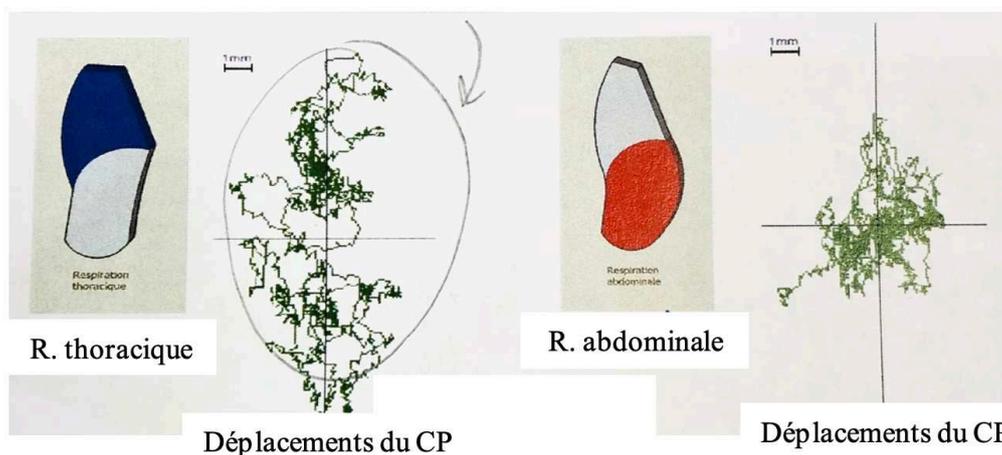


Figure 7. Respiration thoracique vs. Abdominales et les déplacements du CP (d'après Hamaoui et al., 2010).

On constate que la respiration thoracique perturbe davantage la stabilité posturale que la respiration abdominale.

5. Quantification de l'équilibre postural

L'équilibre postural en condition statique ou semi-statique est classiquement quantifié par les déplacements du CP mesurés par des plateformes de forces ou de stabilométrie.

5.1. Instruments des caractéristiques de l'équilibre postural

5.1.a. Plateformes de posturographie ou stabilométrie

Il s'agit d'un instrument expérimental mesurant les forces verticales appliquées à sa surface qui permet d'évaluer les déplacements du CP. Ce système n'est adapté que pour l'étude de tâches dynamiques où le CP n'est plus confondu avec la projection verticale du CG (Breniere, 1996).

5.1.b. Plateforme de force

La plateforme de force est considérée comme un système complexe et précis (Ache Dias et al., 2011) qui permet de déterminer les résultantes des forces, couples (Bouisset et Do, 2008) et les trajectoires de déplacements du CP dans le plan horizontal. Elle permet de calculer les accélérations du CG à partir desquelles on est capable d'estimer sa vitesse (intégration simple) et son déplacement (double intégration). Cependant, cet outil expérimental est différent des plateformes de stabilométrie. En effet, il est constitué de quatre blocs de capteurs de force placés à ses extrémités (**Figure 8**) qui permettent de mesurer les forces et les moments appliqués à la surface de la plateforme en trois dimensions orthogonales : verticale, (antéro-

postérieur) AP et (médio-latéral) ML (Friedli et al., 1988). Ce dispositif est constitué les capteurs reposant de type piézo-résistif (jauges de contraintes) ou piézo-électrique.

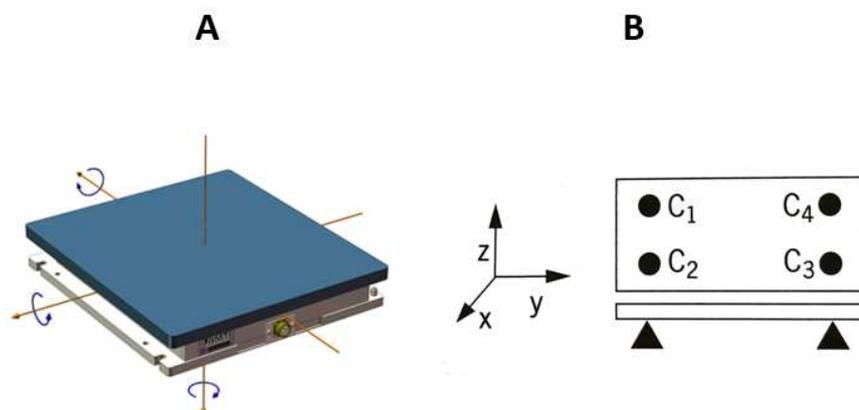


Figure 8. Plateforme de force à 4 capteurs.

(A) Plateforme de force (AMTI: <https://www.amti.biz/fps-guide.aspx>) ;

(B) Quatre blocs de capteurs de force (C_1 - C_4 et le repère x , y et z) placés aux extrémités (d'après Lepers et Martin, 2007).

5.2. Caractéristiques des oscillations posturales

Les oscillations posturales sont considérées comme une réaction adaptative corporelle (Gantchev, 1985), et elles résultent de la somme de perturbations et de leur compensation. Elles sont caractérisées à partir des déplacements du CP qui s'effectuent à une amplitude inférieure à 1cm, de manière plus importantes selon l'axe AP que ML (Hellebrandt, 1938). Ces déplacements sont principalement à basse fréquence, entre 0,1 et 0,4 Hz. Whitney (1962) a démontré que le déplacement maximal du CP en AP est d'environ 2/3 de la longueur du pied lors de mouvements volontaires d'inclinaison maximale.

L'équilibre sera être considéré comme stable lorsque le sujet tend à revenir à sa position moyenne d'équilibre à chaque fois qu'il s'en éloigne. Autrement dit, la projection verticale du CG doit toujours être conservée dans l'aire du polygone de sustentation (Frames et al., 2013; Hof et al., 2005). Une vitesse plus lente et une longueur plus courte du déplacement du CP représentent un meilleur contrôle postural (Hertel, 2002) et l'équilibre est d'autant plus stable que les déplacements du CG sont faibles. D'un point de vue plus pratique, plus le déplacement du CG est faible, plus l'équilibre est stable et vice-versa. Les longueurs du déplacement du CP plus élevées peuvent alors signifier une stratégie de contrôle postural moins efficace contre une perturbation (King et al., 2020). En définitive, le CP constitue un indice composite représentant la résultante de multiples forces segmentaires perturbatrices et correctrices exercées sur le

corps humain, et il peut être considéré comme un indicateur global de l'équilibre postural (Hughes et al., 1996).

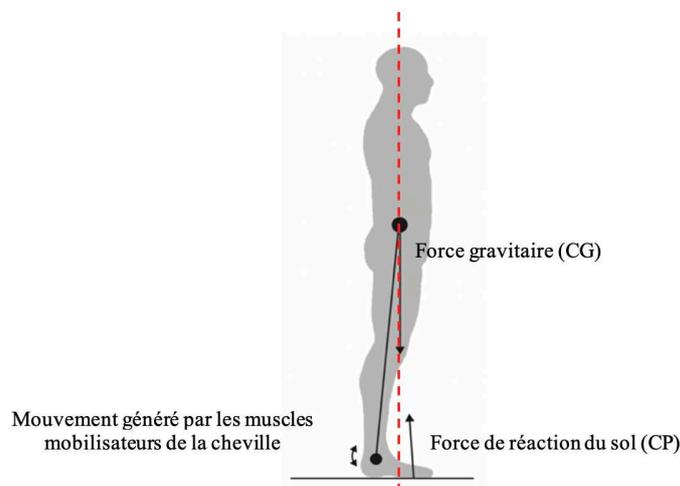


Figure 9. Relation entre la force verticale de gravité et l'axe de la cheville.

Le centre de gravité (CG) de l'ensemble de la masse corporelle se dirige directement vers le sol qui se situe en quelques centimètres devant l'axe de la cheville (D'après Cattagni et al., 2015).

5.2.a. La relation entre le centre de gravité (CG) et le centre des pressions (CP)

En 1996, Brenière a établi une formule de la relation mathématique dans le domaine fréquentiel entre les amplitudes relatives des oscillations du CG et du CP dans différentes activités de piétinement qui permet d'estimer les positions CG à partir de la position CP en utilisant des transformations dans le domaine temps-fréquence :

$$\frac{[y_G]}{[y_P]} = \frac{\Omega_0^2}{(\Omega^2 + \Omega_0^2)}$$

Avec :

- $[y_G]$ et $[y_P]$, correspondent aux amplitudes des oscillations du CM et CP, selon l'axe transversal ;
- Ω_0 et Ω , correspondent à la fréquence naturelle du corps et la fréquence imposée, respectivement (où $\Omega = 2\pi f$, qui correspond à la fonction de la fréquence des oscillations et $\Omega_0 = [mgh/(I_G + mh^2)]^{1/2}$ en Hz (où I_G est la masse du sujet) qui correspond à la « fréquence corporelle naturelle », selon, Brenière, 1996, p. 282.

L'auteur montre une basse fréquence des oscillations posturales comprise entre 0,12 et 0,39 Hz (Bouisset et Duchêne, 1994; Thomas et Whitney, 1959), et des valeurs supérieures à 0,5 Hz pour les tâches dynamiques telles que l'initiation de la marche (**Figure 10**). L'analyse du ratio CG/CP montre plus la fréquence du mouvement est basse plus les déplacements du CP et du CG sont corrélés

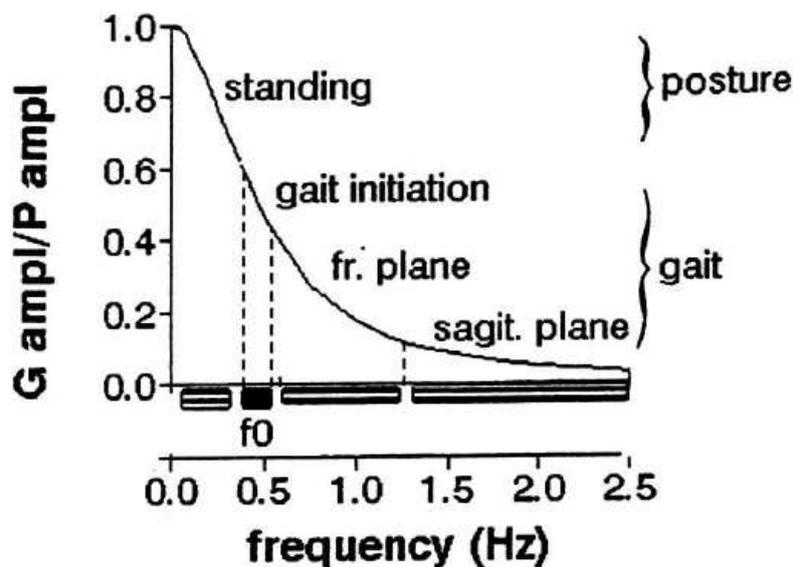


Figure 10. Relation entre l'amplitude des déplacements du CG (G ampl) et du CP (P ampl) en fonction de la fréquence du mouvement (d'après Brenière, 1996).

5.3. Indices posturographiques

Les paramètres qui sont couramment utilisés pour évaluer l'équilibre peuvent être distingués en catégories : les paramètres classiques et les paramètres complexes.

Les paramètres classiques se calculent dans le domaine temporel à partir du CP avec : la position moyenne, l'écart-moyen, la vitesse moyenne, la longueur de la trajectoire. La vitesse du déplacement de CP est considérée comme un paramètre valide et fiable pour analyser la posture et le contrôle moteur (Jeka et al., 2004; Kasahara & Saito, 2019; Nouillot et al., 1992; Robbins et al., 1998). Il présente une bonne corrélation avec le risque de chute (Fernie et al., 1982). Par ailleurs, la vitesse moyenne d'oscillation est considérée comme la mesure qui est la plus significative pour distinguer la performance entre les groupes d'âge et la condition visuelle (yeux-ouverts/ fermés) (Prieto et al., 1996).

Les paramètres complexes se calculent dans le domaine « fréquentiel » qui sont la corrélation, les ondelettes, le mouvement brownien fractionnaire, etc. Cependant, leur valeur ajoutée par rapport aux indices cliniques reste discutée.

6. Autres instruments de mesures

6.1. Electromyographie (EMG)

Dans le cas de l'analyse des activités motrices des muscles posturaux, la plupart des recherches scientifiques utilisent un instrument appelé « l'électromyographie ou EMG ». D'après Basmajian et De Luca (1985), l'EMG est une technique expérimentale pour l'analyse des signaux myoélectriques. Elle permet la mesure de l'activité électrique des muscles. En neurologie, l'EMG est, en effet, la somme pondérée des potentiels d'action des unités motrices. Le potentiel d'action d'unité motrice (MUAP) résulte des sommations temporelles et spatiales des potentiels d'action individuels des fibres de l'unité. Il se focalise sur la réponse du muscle à une stimulation électrique et mesure les vitesses de conduction nerveuse (réflexe H). Dans le champ de l'analyse du mouvement, l'EMG vise à caractériser l'activité musculaire lors du maintien postural (statique) ou au cours d'une activité dynamique. Les variables étudiées permettent de caractériser le déroulement temporel (plan d'action musculaire) de l'activité musculaire et le niveau d'activité des muscles.

6.1.a. Acquisition du signal EMG

L'acquisition du signal EMG peut se faire de deux manières différentes : (1) invasive (avec une électrode fine implantée directement dans le muscle) et (2) non-invasive (avec des électrodes de surface). De plus, la fréquence d'échantillonnage du signal EMG doit être au minimum égale à 1000Hz, en relation avec le théorème de Shannon Nyquist (Stegeman & Hermens, 1999).

6.1.b. Normalisation du signal EMG

Dans la majorité des cas, le signal EMG doit être normalisé pour pouvoir comparer l'activité musculaire testée par rapport à son niveau de contraction lors de la tâche expérimentale (Perry & Burnfield, 2010), entre différents muscles, différents individus ou différents temps d'analyse. Au lieu d'être exprimée en micro ou millivolts, l'amplitude du signal EMG sera exprimée en pourcentage d'une valeur de référence. La méthode pour la normalisation la plus couramment utilisée est la contraction volontaire maximale isométrique (CVM) ou Maximal

Voluntary Isometric Contractions (MVIC), selon les recommandations de JEK et SENIAM (Stegeman & Hermens, 1999).

$$EMG \text{ normalisé} = \frac{EMG \text{ moyenné de la tâche expérimentale}}{Valeur \text{ EMG référence}} \times 100$$

6.2. Goniomètre et Electrogoniomètre

Un autre élément couramment étudié est la mesure des mouvements angulaires des articulations. Pour ce faire, un type d'instruments couramment utilisé est l'électrogoniomètre. En effet, le terme « *goniométrie* » est structuré de deux mots grecs « *gonia* », qui signifie l'angle et « *metron* », qui signifie mesurer. La première utilisation connue d'une version primitive du goniomètre moderne a été faite par un médecin et mathématicien néerlandais nommé Gemma Frisius, qui l'a utilisée pour calculer et enregistrer la position des corps célestes par rapport à la Terre (Gandhir & Cunha, 2023). Le goniomètre universel (**Figure 11**) est couramment utilisé comme méthode standard pour évaluer l'amplitude des mouvements dans le cadre des mouvements articulaires. Toutefois, il présente certaines restrictions, telles que l'application des mains de l'examineur, ce qui peut engendrer des erreurs (Behnoush et al., 2016). L'électrogoniomètre est une version électronique du goniomètre conventionnel et considéré comme un outil fiable de la du déplacement angulaire des articulations dans le temps. (**Figure 12**).

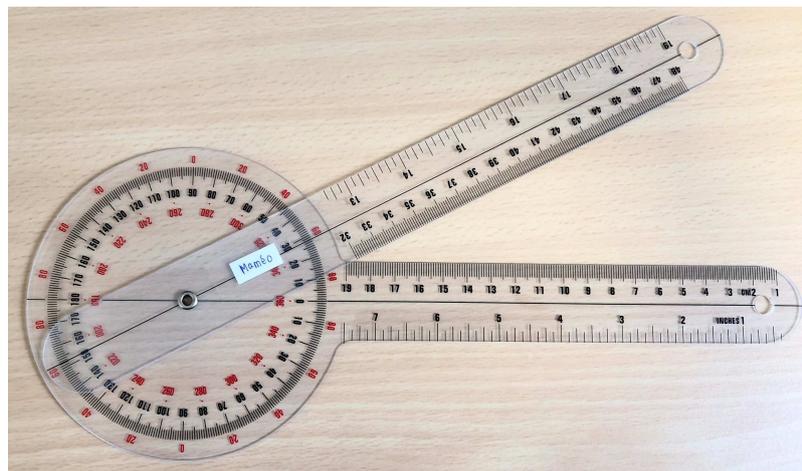


Figure 11. Goniomètre universel.



Figure 12. Electrogoniomètre Biometric Ltd.
(site web Biometrics: <https://www.biometricsltd.com/goniometer.htm>)

6.3. Accéléromètre

Un accéléromètre est un dispositif fixé permettant de mesurer les accélérations de l'élément sur lequel il est fixé. En raison de leur grande sensibilité, les accéléromètres sont fréquemment utilisés pour dater le début ou la fin d'un mouvement. Ils sont également utilisés pour évaluer le niveau de performance grâce à la mesure de pics (Yiou et al., 2007).

L'ensemble des instruments mentionnés ci-dessus, à l'exception de la plateforme de stabilométrie seront utilisés au cours de cette thèse.

II. CONCEPT DE CAPACITE POSTURO-CINETIQUE

1. Organisation centrale de la posture

D'après Massion, 1992, il a été admis que le maintien de l'équilibre postural chez l'Homme se fait grâce à un programme postural central associé à différents feedbacks provenant d'informations sensorielles multiples (visuelles, vestibulaires, somatosensorielles). Celles-ci sont intégrées par un système central de contrôle, et contribuent à la stabilisation de la valeur de référence (la position du CG) (**Figure 13**).

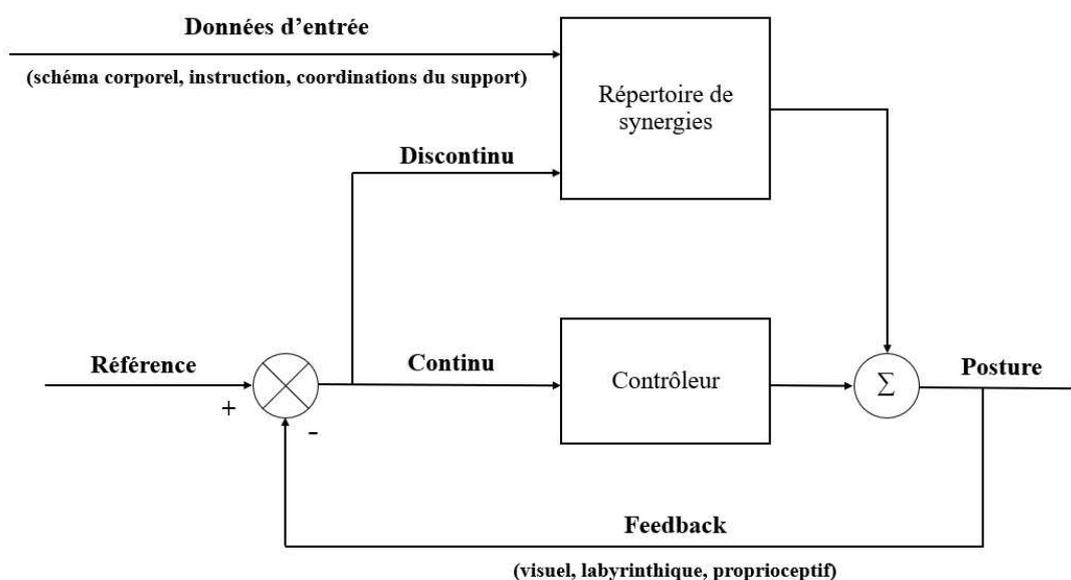


Figure 13. Contrôle posturale par feedback continu et discontinu (d'après Massion, 1992)

2. Les organisations de coordination entre la posture et le mouvement

D'après Massion (1992), le paradigme de coordination entre la posture et le mouvement repose sur deux organisations : organisation hiérarchique et parallèle (**Figure 14**). D'une part, l'organisation « hiérarchique » où les ajustements posturaux et le contrôle de la posture agissent de manière collatérale au contrôle du mouvement principal sur les réseaux posturaux. Le contrôle postural en mode feed-forward est contemporain du contrôle du mouvement principal. Cet ajustement postural implique une certaine capacité des muscles des membres inférieurs en matière de soutien du poids du corps, comme lors du soulèvement d'une charge (Paulignan et al., 1989). D'autre part, l'organisation « parallèle » où les ajustements posturaux et le mouvement principal sont contrôlés par des voies descendantes parallèles. Ici, le

déclenchement du mouvement est décalé jusqu'au moment où l'ajustement postural a atteint un niveau compatible avec le contrôle de l'équilibre durant l'exécution de ce mouvement. Ce genre de coordination est observée lors de mouvements segmentaires des membres supérieurs (Belenski et al., 1967; Bouisset & Zattara, 1987; Cordo & Nashner, 1982), ou des membres inférieurs en posture debout (Massion, 1992).

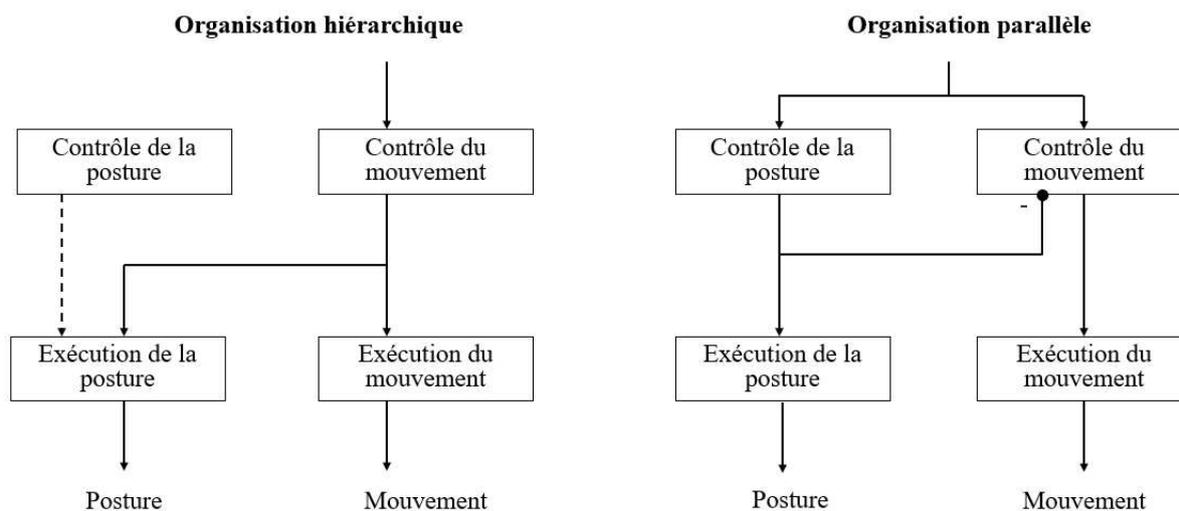


Figure 14. Deux modes d'organisation de la coordination entre posture et mouvement (d'après Massion, 1992).

3. Réalisation du mouvement volontaire

Le mouvement volontaire sert à un mouvement corporel ayant pour but d'accomplir des tâches motrices prescrites, ce qui exige l'ensemble de processus de commande motrice à partir du SNC, ainsi que le système effecteur (**Figure 15**). La tâche à réaliser est caractérisée par sa catégorie (par exemple une tâche de pointage, la marche, ...), les paramètres spécifiques (vitesse, amplitude, orientation ou précision), et les conditions dans lesquelles elle est réalisée (élasticité du sol ou frottement, résistance au vent, etc.) (Bouisset et Do, 2008). Cependant, tout mouvement volontaire engendre une auto-perturbation de son état d'équilibre (Paillard, 2016). Il induit des transferts d'énergie à l'intérieur de la chaîne posturale¹ (Bouisset, 2002), ce qui engendre des déplacements du CG. Ainsi, ces forces perturbatrices doivent être compensées par des forces contre-perturbatrices avant, pendant et après le mouvement focal afin de

¹ Chaîne posturale (n.f.) : l'ensemble des facteurs d'origine articulaire, musculaire, nerveuse, ainsi que des éléments articulés mobilisables situés entre la zone d'appui principale et l'extrémité opposée du corps (d'après Bouisset, 2002).

conserver l'équilibre. De plus, André-Thomas (1940) a proposé que les mécanismes de contrôle neurophysiologique sont différents en fonction de l'origine de la perturbation (exogène ou endogène). En d'autres termes, la récupération d'une chute imprévue et l'exécution d'un mouvement volontaire ne procèdent pas des mêmes mécanismes de contrôle.

En définitive, ces trois hypothèses énoncées ci-dessous par Hess en 1943 (Błaszczyk et al., 1993) nous permettent d'amener les faits suivants sur le concept d'organisation du mouvement et de posture :

- 1.) L'équilibre postural est différent de la stabilisation posturale.
- 2.) Le mouvement volontaire est considéré comme une perturbation de la posture qui perturbe en conséquence l'équilibre corporel.
- 3.) Dans l'organisation de l'acte moteur, il existe une coordination entre le mouvement volontaire et le contrôle de la posture.

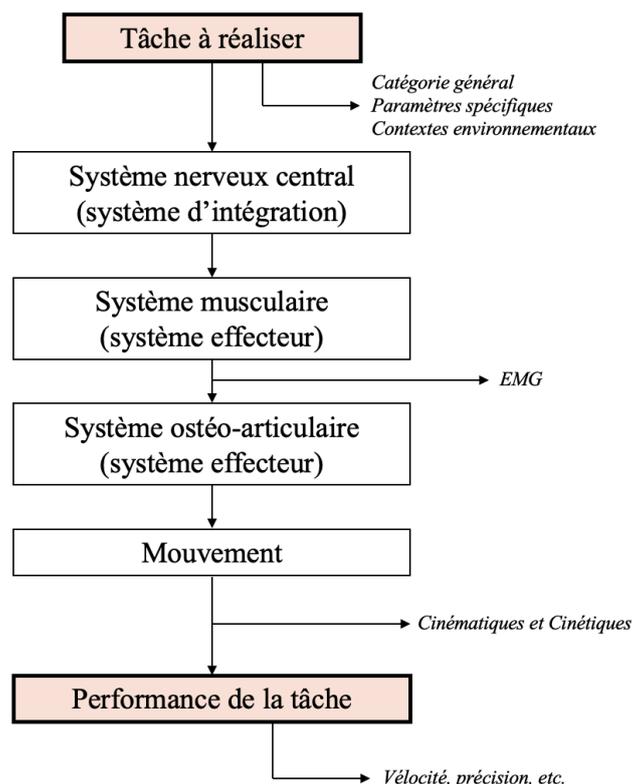


Figure 15. La hiérarchie du processus de commande dans la réalisation du mouvement ou de la performance motrice de la tâche.

Modifié, d'après Bouisset et Do, 2008.

4. Segmentation du mouvement : Chaîne focale et posturale

Pour que le corps humain soit dans un bon état d'équilibre et que la tâche prescrite soit réalisée, il exige une coordination entre deux organisations de la réalisation d'une activité motrice proposées par André-Thomas (1940) et Babinski (1899). D'une part, c'est l'organisation du « maintien postural », qui se présente comme une variation statique se produisant en réponse à la gravité et à la réaction du sol et se référant à la posture. L'autre part, c'est celle de « stabilisation posturale », qui se présente comme une variation dynamique se produisant en réponse à une perturbation et se référant plutôt au mouvement.

D'un point de vue mécanique, la commande motrice peut d'ailleurs être distribuée à deux segments corporels (Bernstein, 1935 ; Galfand, 1966), qui sont les segments focaux et posturaux :

1.) Les **segments focaux** (ou chaîne focale) font références aux segments corporels mobilisés qui servent au mouvement volontaire pour effectuer la tâche prescrite ou la performance motrice. La définition de ce processus peut d'ailleurs être appelée la « capacité foco-cinétique (CFC) » (Bouisset, 2002) qui se définit comme la capacité d'exécuter le mouvement volontaire.

2.) Les **segments posturaux** (ou chaîne posturale) font référence aux segments du reste du corps qui ne sont pas liés directement au mouvement intentionnel. Ceci peut être connu dans le terme de « capacité posturo-cinétique (CPC) » (Bouisset et Zattara, 1983) qui sera abordé plus tard dans le manuscrit.

5. Ajustements posturaux

Les ajustements posturaux sont un processus de la stabilisation posturale contrôlé par le SNC. Ils se déroulent dans les segments posturaux et consistent en des actions motrices visant à compenser la perturbation due au mouvement focal. Les ajustements posturaux contribuent à l'accomplissement des tâches prescrites et à l'équilibre du corps en maintenant toujours le CG au-dessus du polygone de sustentation (Miller, 1968).

D'un point de vue pratique, la commande motrice concernant les mouvements posturaux est localisées au niveau des membres inférieurs et du tronc pour les mouvements focaux des

membres supérieurs, tandis qu'elle est touchée les membres supérieurs et le tronc durant la marche (Bouisset & Do, 2008).

En fait, les ajustements posturaux peuvent être divisés en trois catégories, qui font partie du même programme moteur (Bernstein, 1935), dont le but est de préparer la compensation des perturbations tout au long de la phase d'exécution du mouvement :

- 1.) Les **ajustements posturaux anticipateurs**, ou APAs, dont le rôle est de préparer la compensation avant que la perturbation ne commence.
- 2.) Les **ajustements posturaux synchrones**, ou APSs, dont le rôle est de continuer à compenser la perturbation.
- 3.) Les **ajustements posturaux consécutifs**, ou APCs, ils vont se produire après la fin du mouvement dans le but de compenser la perturbation résiduelle.

5.1. Ajustements posturaux anticipateurs (APAs)

Les chercheurs russes Balenski et al. (1967) ont utilisé le terme d'« Ajustement Postural Anticipateur, ou APA ». Leur rôle est de pouvoir être adaptés au mouvement, ainsi que de minimiser les conséquences négatives d'une perturbation posturale anticipée ou prévue (Bouisset et Zattara, 1987; Massion, 1992). Autrement dit, la commande motrice doit simultanément gérer le mouvement intentionnel et l'activité anticipatrice des muscles posturaux pour réaliser un mouvement volontaire (Bouisset et Zattara, 1987). Grâce aux APAs, la contre-perturbation posturale pourrait être efficace au début du mouvement volontaire, c'est-à-dire avant la perturbation. Il s'agit d'un mécanisme de correction anticipée pour que l'équilibre soit maintenu en dépit de nombreux types de perturbations posturales qui surviennent lors d'un mouvement volontaire (Bouisset et Zattara, 1981, 1987). En plus, il a été démontré par différents auteurs que l'amplitude des APAs varie en fonction de la direction (Santos et Aruin, 2008) et de l'amplitude de la perturbation.

6. Le concept de capacité posturo-cinétique (CPC)

Il existe deux types de capacité cinétique du mouvement : une foco-cinétique (CFC) qui concerne l'exécution du mouvement focal et une posturo-cinétique (CPC) qui s'occupe de la stabilisation posturale. Il sera uniquement détaillé ici la CPC qui est la principale composante abordée dans ce travail de thèse.

6.1. Théorie du concept de CPC

La stabilité de l'état d'un système dépend des caractéristiques des forces perturbatrices du corps et des mécanismes contre-perturbateurs qui s'y opposent. Ainsi, Bouisset et Zattara (1983) ont proposé le concept de « capacité posturo-cinétique, ou CPC » qui se définit comme « la capacité du système musculosquelettique de développer les phénomènes dynamiques posturaux face à une perturbation de la posture induite par des mouvements segmentaires afin de limiter ses effets négatifs sur la stabilité du corps, et ainsi de réaliser simultanément une performance motrice correcte ». Cette capacité s'exprime par les informations sensorielles décrivant la nature de la perturbation en termes de vitesse, précision et la composante active du couple de contraction musculaire (Bouisset & Do, 2008; Morasso & Schieppati, 1999; Winter et al., 1996). En effet, pour que la tâche prescrite soit la tâche réelle, elle nécessite une organisation des différents systèmes de manière hiérarchique à partir du système d'intégration jusqu'au système effecteur (**Figure 16**).

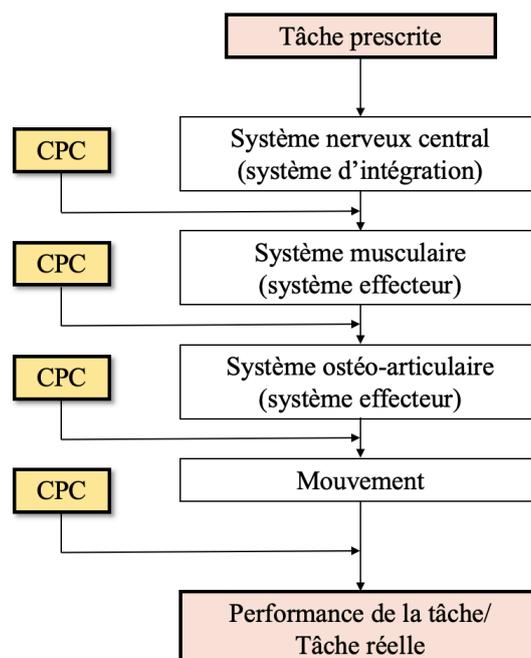


Figure 16. Capacité posturo-cinétique (CPC) et réalisation de la tâche prescrite (d'après Bouisset 2002).

Les mouvements contre-perturbateurs se réalisent à distance du mouvement focal et nécessitent la mobilité de la chaîne posturale. En d'autres termes, la performance motrice dépendrait de la mobilité ostéoarticulaire située à distance du mouvement principal et nécessaire au maintien de l'équilibre. Grâce à la CPC, la posture permet de préparer l'action, la soutenir, et ainsi contribuer à son efficacité.

III. CHEVILLE ET CONTRÔLE POSTURAL

La cheville est considérée comme un élément clé dans l'équilibre postural. Elle fait partie du système effecteur qui est impliquée à la fois dans la fonction conservatrice et opérative. Son rôle est indispensable puisque le corps oscille principalement autour de l'articulation de la cheville lors de la station debout statique (selon le modèle du pendule inverse, d'après Gurfinkel, 1973). La cheville est par ailleurs considérée comme l'articulation la plus mobile du corps en station debout (Hodges et al., 2002) et son rôle est important (Bok et al., 2013; Mecagni et al., 2000; Spink et al., 2011). C'est une articulation complexe unissant le segment jambier au pied, et qui forme la liaison mécanique permettant au membre inférieur d'interagir avec le sol (Brockett et Chapman, 2016). Pour ces raisons, il est impératif d'aborder cette articulation sous l'angle de l'anatomie et de la biomécanique avant d'appréhender son rôle dans l'équilibre postural.

1. Anatomie de la cheville

1.1 Articulations et Ligaments de la cheville

L'articulation de la cheville est considérée comme une articulation multiaxiale (Brockett et Chapman, 2016) qui constitue une articulation complexe du corps humain. La cheville est constituée des vingt-six os individuels du pied, ainsi que des os longs du membre inférieur pour former un total de trente-trois articulations. Elle est constituée de l'articulation talocalcanéenne, tibiotaliennne, transverse-tarsienne, et de la syndesmose tibio-fibulaire distale (Hertel, 2002), (**Figure 17**) :

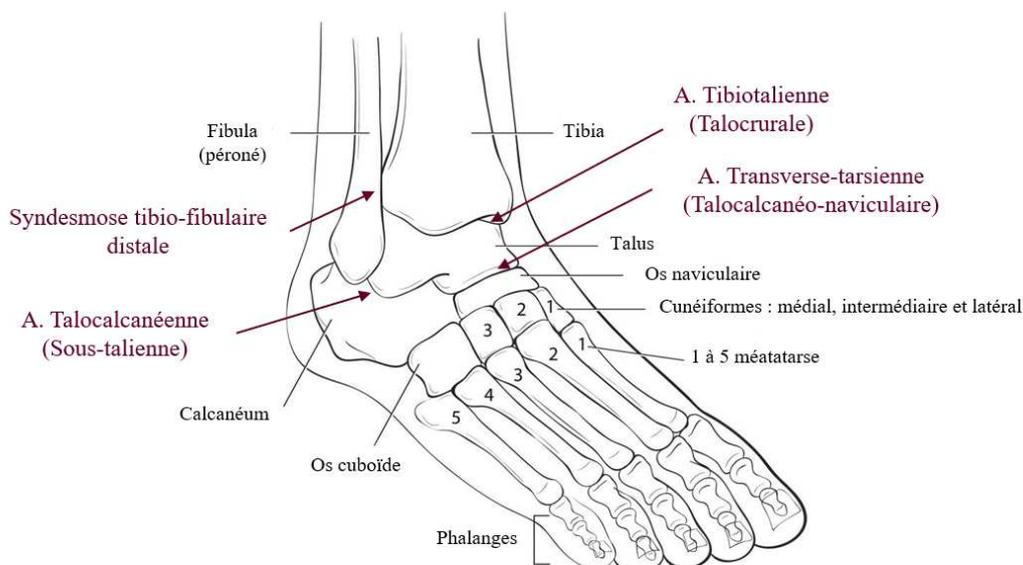


Figure 17. La structure osseuse et les articulations de la cheville.
 (Sitographie : <https://www.chirurgienorthopedisteparis.com/pied-cheville/>)

L'**articulation talocalcanéenne** ou **sous-taliennne** est constituée du calcanéum et du talus. Sa géométrie permet un mouvement d'inversion et d'éversion de la cheville (Michael et al., 2008), y compris celui de pronation et supination de la cheville (Hertel, 2002). Ils sont attachés l'un à l'autre par le ligament talocalcanéen interosseux, talocalcanéen latéral et talocalcanéen antérieur. Ces derniers ligaments sont cependant relativement faibles. Elle est également supportée par la partie calcanéo-fibulaire du ligament collatéral latéral et du ligament tibio-calcanéen du deltoïde (celui médial). Il existe également des soutiens supplémentaires fournis par le tendon des muscles long fibulaire, court fibulaire, long fléchisseur de l'hallux, Tibialis posterior et long fléchisseur des orteils (Sarrafián, 1993).

L'**articulation tibiotaliennne** ou **talo-crurale** forme la jonction entre la malléole médiale (tibia) et latérale (péroné), et le talus. Cette articulation permet un mouvement de flexion dorsale et plantaire de la cheville grâce à l'articulation de charnière. De plus, l'articulation lors de la dorsiflexion est dans une position verrouillée, ce qui la rend plus rigide, selon la géométrie du talus. L'aspect médial de cette articulation de la cheville est soutenu par les ligaments collatéraux médiaux. Ils ont un rôle majeur dans la résistance du mouvement d'éversion et aux contraintes de valgus au sein de l'articulation. Les ligaments collatéraux latéraux comprenant les ligaments talo-fibulaire antérieur et postérieur, et le ligament calcanéo-fibulaire, qui limitent l'inversion de l'articulation. Ces ligaments assurent la stabilité de l'articulation tibio-taliennne latérale (Procter et Paul, 1982; Sarrafián, 1993) et sont fréquemment endommagés, notamment

le ligaments talo-fibulaire antérieur (Hølmer et al., 1994) suivi par le ligament calcanéo-fibulaire (Renström et Konradsen, 1997), lors des mouvements d'inversion forcée survenant notamment lors de l'entorse de la cheville.

L'**articulation tibio-fibulaire inférieure** n'est pas une articulation synoviale (Procter et Paul, 1982). Elle a un rôle de stabilisateur supplémentaire du pied et de la cheville. De plus, il a été mis en évidence par les travaux précédents que les ligaments latéraux, ainsi que le capsule articulaire de ces articulations sont innervés par des mécanorécepteurs qui contribuent à la proprioception de la cheville (Michelson et Hutchins, 1995; Takebayashi et al., 1997; Viladot et al., 1984).

L'**articulation transverse-tarsienne** ou **talocalcanéo-naviculaire** combine la jonction entre le talus et le naviculaire, ainsi que l'articulation calcanéo-cuboïde. Cette articulation a un rôle fonctionnel similaire à la talo-calcanéenne (Michael et al., 2008; Sarrafian, 1993) contribuant au mouvement d'inversion et d'éversion du pied.

1.2. Muscles moteurs de la cheville

Les muscles moteurs de la cheville, répartis en quatre compartiments, sont au nombre de douze, comportent chacun disposant d'une origine au niveau de la jambe et d'une terminaison au niveau du pied (Brockett et Chapman, 2016) (**Figure 18**).

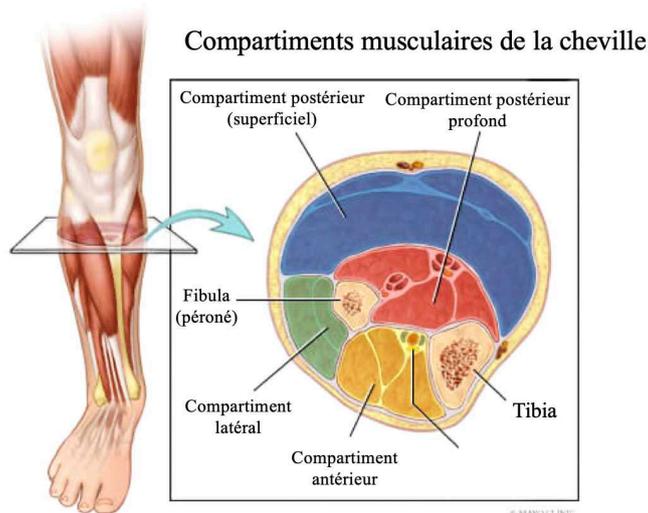


Figure 18. Quatre compartiments musculaires de la cheville.

(Sitographie : <https://sportsmedicine.mayoclinic.org/condition/exertional-compartment-syndrome/>)

Le **compartiment antérieur** se compose de quatre muscles : le Tibialis anterior, l'Extensor Digitorum longus, l'Extensor hallucis longus, et le Peroneus tertius. Ces muscles contribueraient à la stabilité dynamique dans le sens latéral en se contractant de manière excentrique lors du mouvement de supination. De plus, ils sont capables de ralentir le mouvement de flexion plantaire qui permet alors de prévenir les blessés aux ligaments latéraux (Sinkjaer et al., 1988).

Le **compartiment latéral** se compose de deux muscles : le long péronier (long peroneal) et le court péronier (short peroneal), qui permettent le mouvement de flexion plantaire et d'éversion, ou le mouvement combiné de supination de la cheville. Il a été mis en évidence que les muscles péroniers contribuent à protéger contre les entorses latérales de la cheville (Ashton-Miller et al., 1996).

Le **compartiment postérieur superficiel** se compose de trois muscles : le Gastrocnemius, le Soleus et le Plantaire, qui permettent le mouvement de flexion plantaire de la cheville.

Le **compartiment postérieur profond** se compose également de trois muscles : le Tibialis posterior, le Flexeur digitorum longus et le Flexor hallucis longus, qui contribuent au mouvement de flexion plantaire et d'inversion de la cheville (Procter et Paul, 1982).

2. Biomécanique de la cheville

2.1. Mouvements de la cheville

Les mouvements de la cheville sont classifiés caractérisés par les plans anatomiques (**Figure 19**). Dans le plan sagittal, il s'agit de la flexion dorsale et plantaire ; dans le plan frontal de l'inversion et de l'éversion (Zwipp et Randt, 1994), et dans le plan transverse de l'abduction et de l'adduction. La combinaison de l'ensemble des mouvements de l'articulation sous-talienne et tibio-talienne permet d'un mouvement tridimensionnel appelé supination et pronation de la cheville (Nordin et Frankel, 2001). Toutefois, la plupart des recherches scientifique ont mis évidence que les mouvements de la flexion dorsale et plantaire sont dominants en posture debout.

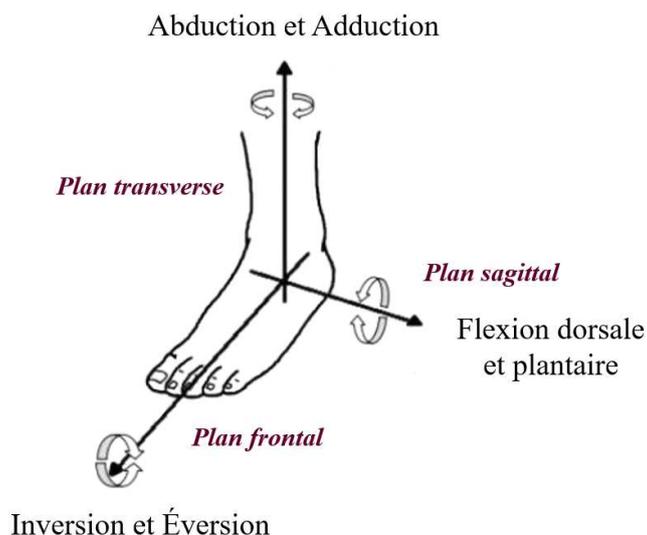


Figure 19. Mouvements de la cheville selon les plans anatomiques.

(Sitographie : https://www.researchgate.net/figure/Movements-of-the-ankle-foot-3_fig2_338540796)

2.2. Amplitudes articulaires de la cheville

L'amplitude de l'ensemble de la cheville dans le plan sagittal est située entre 65° et 75°, dont 10° à 20° de flexion dorsale et 40° à 55° de flexion plantaire (Grimston et al., 1993; Stauffer et al., 1977). Dans le plan frontal, elle est d'environ 35°, dont 23° de mouvement d'inversion et 12° d'éversion (Stauffer et al., 1977) (**Figure 20**).

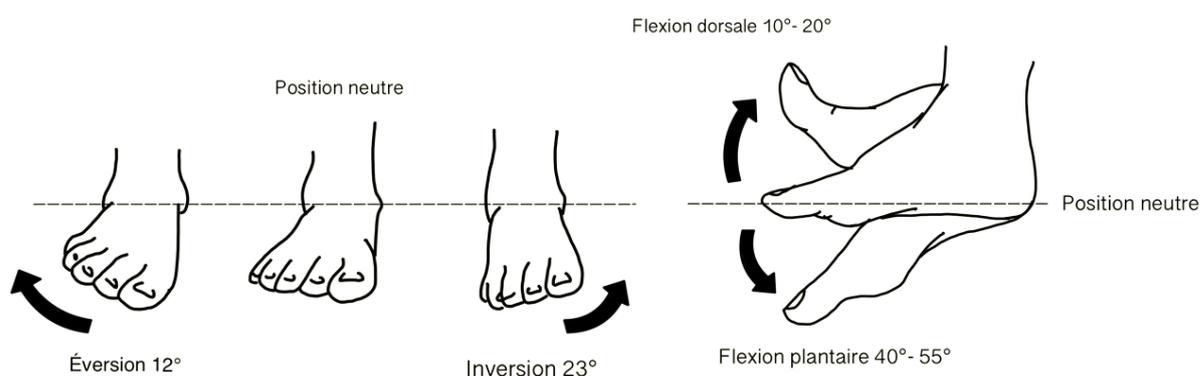


Figure 20. Amplitude normale de mouvement de la cheville

Il a été mis en évidence que l'amplitude articulaire de la cheville varie considérablement entre les individus selon des paramètres géographiques, d'activités de la vie quotidienne (Grimston et al., 1993), d'âge et de sexe (Brockett et Chapman, 2016). Nigg et al. (1994) ont constaté que

les jeunes femmes âgées de 20 à 39 ans ont une amplitude de cheville plus élevée que les hommes pour tous les mouvements articulaires.

3. Rôle spécifique de la cheville dans les différents mécanismes de contrôle postural

3.1. Rôle de la raideur de la cheville dans l'équilibre

La raideur passive et la raideur active sont considérées comme des éléments potentiellement favorables au contrôle postural car elles stabilisent la cheville. La raideur passive concerne les éléments non-contractiles (Paillard, 2016), et elle peut être définie comme la résistance à l'allongement ou au raccourcissement. Elle est liée à la raideur mécanique fournie par l'articulation, les tendons, les ligaments et le tissu conjonctif. La raideur active est un élément contractile liés à l'activation musculaire. Il a été mis en évidence que la raideur de la cheville contribue à la capacité de maintien de l'équilibre postural en station debout (Adlerton et Moritz, 1996; Morasso et Schieppati, 1999; Winter et al., 1998).

3.2. Modèle du pendule inversé

En station debout naturelle, les muscles essentiels de la cheville dans le contrôle de l'équilibre postural sont le Tibialis anterior, le Soleus, et le Gastrocnemius medialis et lateralis dont l'activité permet de contrôler les mouvements d'oscillation du corps dans le plan sagittal autour de l'articulation de la cheville (Li et al., 2020; Loram et al., 2005). Okada (1973) a constaté que l'individu utilise très peu de forces musculaires qui sont inférieurs à 15% de la force de contraction maximale. Les auteurs ont constaté que le triceps sural (le Soleus et le Gastrocnemius) est le muscle le plus sollicité avec 10-20% de CVM (**Figure 21**). Ce résultat est conforme à l'étude ultérieure de Day et al. (1993) qui considèrent que la posture debout statique dans le plan sagittal nécessite l'activité des extenseurs de la cheville qui jouent un rôle antigravitaire majeur. Autrement dit, le couple d'extension de la cheville généré par les mécanismes passifs et actifs est continuellement requis pour contrôler l'oscillation du corps contre l'effet de la gravité afin d'empêcher le corps de tomber (Sasagawa et al., 2009; Smith, 1957).

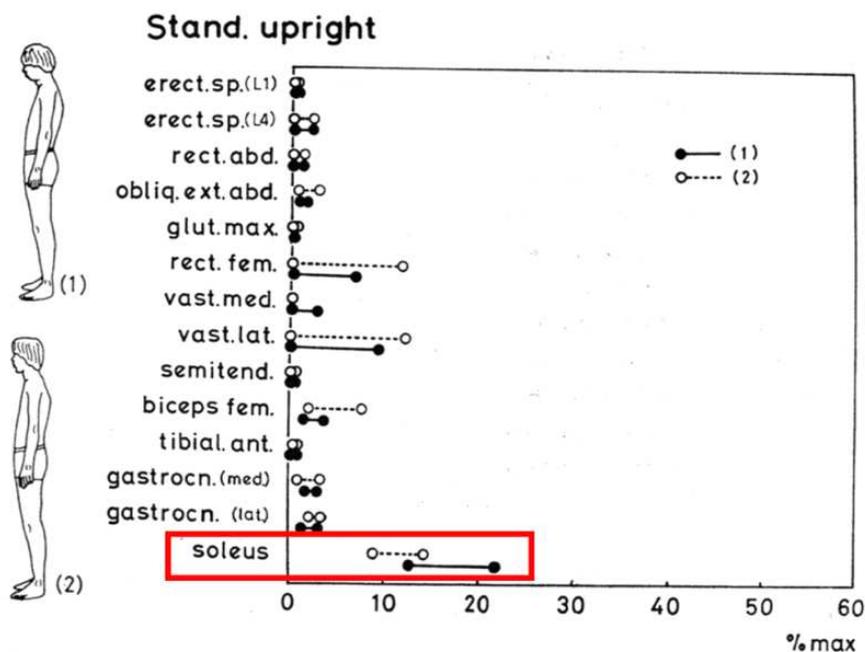


Figure 21. *Activité électromyographie en position debout (axe x), % de contraction maximale volontaire (axe y), d'après Okada (1973).*

(1) *position naturelle ;*

(2) *au garde à la personne.*

3.3. Stratégie de hanche-cheville

Les stratégies de mouvement des membres inférieurs, en particulier la stratégie de hanche-cheville, font intervenir le système effecteur, qui visent à corriger les déplacements du CG, ce qui l'éloignerait de sa valeur de référence en raison de perturbations endogènes ou exogènes en vue de ramener le corps à un état équilibre en position debout (Nashner et McCollum, 1985).

La stratégie de cheville est considérée comme le mécanisme le plus important pour maintenir le CG dans le polygone de sustentation (Aoyama et al., 2011; Nashner et McCollum, 1985). De plus, cette stratégie opère plus de 90% du temps en contrôle d'équilibre (Blenkinsop et al., 2017). Elle intervient principalement lors de la station debout statique bipodale sur une surface plane et rigide, chez les personnes saines. Elle permet de repositionner le CG au niveau de sa position de référence dans le plan sagittal en mobilisant l'ensemble du corps autour de la cheville. Il s'agit d'un pendule inversé à segment simple qui produit un couple des muscles fléchisseurs dorsaux et plantaires au niveau de l'articulation de la cheville (Objero et al., 2019; Trew et Everett, 2005). En d'autres termes, si le corps s'incline vers l'arrière, le muscle Tibialis anterior va se contracter afin de ramener à la ligne de gravité à sa position de référence. Même

principe avec le Gastrocnemius si le corps s'incline en avant. De plus, Lord et al., (1991) ont démontré que le contrôle excentrique du fléchisseur de la cheville est couramment sollicité lors du contrôle postural en position debout.

La stratégie de hanche consiste en une inclinaison du tronc autour de l'articulation des hanches lorsque le mouvement de la cheville n'est pas suffisant pour maintenir l'équilibre (Shen et al., 2020). Plus précisément, elle implique une rotation de la partie supérieure du corps vers l'avant et vers le bas pour compenser une perturbation dirigée en arrière (Runge et al., 1999). A titre d'exemple, cette stratégie intervient lors d'une posture plus instable telle que l'appui tandem, l'appui unipodal (Nashner et McCollum, 1985), l'appui sur une surface souple ou instable, le rapprochement ou l'écartement latéral des pieds (Day et al., 1993). Les muscles des articulations des hanches et des genoux doivent ainsi s'adapter à des changements soudain de postures (Aoyama et al., 2011).

En définitive, les stratégies de la cheville et de la hanche opèrent la stabilité posturale différemment en fonction de leurs mécanismes biomécaniques. En effet, la stratégie de cheville se concentre principalement sur le contrôle « direct » du CP en relation avec le CM, tandis que la stratégie de la hanche vise à contrôler « indirectement » le CM globale du corps en contrôlant le CM local de la partie supérieure du corps. Pour cette raison, la stratégie de la cheville peut également être qualifiée de stratégie de CP, et la stratégie de la hanche peut être considérée comme une stratégie de CM (Morasso, 2020).

3.4. Rôle de la cheville dans l'exécution des APAs

Le rôle clé de la cheville a été mis en évidence dans les mécanismes de contrôle de l'équilibre (Horak et Macpherson, 1996), y compris dans les ajustements posturaux (Bouisset et Zattara, 1981). Pour les ajustements posturaux, il s'avère différent selon que les tâches motrices impliquent les membres supérieurs ou inférieurs. Lors des mouvements du membre supérieur, la cheville sera considérée comme un élément de la chaîne posturale, tandis qu'elle pourra être considéré comme segment focal ou postural lors des mouvements du membre inférieur.

IV. INCLINAISON DE LA SURFACE D'APPUI AU SOL

1. Problématique sociale et données statiques

Le maintien de la posture debout sur une surface inclinée a été considéré comme un défi de coordination corporelle dans l'activité humaine puisqu'il crée un environnement inhabituel qui interfère avec le contrôle de l'équilibre. Cependant, on le retrouve régulièrement dans la vie quotidienne, où le sol est fréquemment incliné en environnement extérieur (rues, parcs, chemins, rampes d'accès ...). On le retrouve aussi dans certains environnements professionnels spécifiques comme le métier de couvreur (**Figure 22**), connu pour la prévalence du risque de chute (Dutt-Mazumder et Gruben, 2021).



Figure 22. Les surfaces inclinées sont fréquemment présentes dans des environnements de la vie quotidienne et des contextes professionnels.

L'administration de la sécurité et de la santé au travail (Occupational Safety and Health Administration) en 1999, a rapporté que les quatre angles : plat (0°), 4/12 ($\sim 18^\circ$), 6/12 ($\sim 26^\circ$), et 8/12 ($\sim 34^\circ$) ont un impact sur la position debout sur le toit. Dans cette classification, la pente de 4/12 ($\sim 18^\circ$) représente « un type de toit à faible pente », celle de 6/12 ($\sim 26^\circ$) une pente raide et la dernière 8/12 ($\sim 34^\circ$) une pente très raide. Le « Bureau of Labor Statistics » (BLS) a rapporté que les chutes de hauteur sont la cause la plus courante de blessures et de décès dans l'industrie de la construction, représentant plus de 90% de toutes les chutes professionnelles (BLS, 2010 ; 2011). Elles seraient d'ailleurs la deuxième cause de décès dans l'industrie en 2003. De même, l'organisation mondiale de la santé ou l'OMS (WHO, 2018) a déclaré que les chutes sont considérées comme la deuxième cause de décès accidentels dans le monde. Chaque année, il y a autant d'environ 646.000 personnes qui meurent de chutes et il existe 37,3 millions de chutes graves qui se produisent et nécessitent des soins médicaux dans le monde. En outre, il est bien entendu que le facteur de chute s'aggrave également avec l'âge (Ang et al., 2020).

2. Effet d'une surface inclinée sur le contrôle de l'équilibre

L'existence des études précédentes réalisées sur l'effet de l'inclinaison de la surface sur l'équilibre sont consacrées chez les sujets sains (Baldrige & King, 2022; Dutt-Mazumder et al., 2016; Dutt-Mazumder, 2019; Dutt-Mazumder & Gruben, 2021; Ishizawa & Yamamoto, 2012; Kluzik et al., 2005; Mezzarane & Kohn, 2007; Sasagawa et al., 2009), chez les personnes âgées (da Costa Barbosa & Vieira, 2017; Li et al., 2017; Li et al., 2020a), chez les ouvriers (Frames et al., 2013; Lu et al., 2015; P. Simeonov et al., 2009; P. I. Simeonov et al., 2003; Svensson et al., 2018; Wade & Davis, 2009) et chez les patients atteints de lombalgie et de hernie discale (Gallagher et al., 2013; Gallagher et Callaghan, 2016; Li et al., 2019; Li, Zhang, et al., 2020). Après avoir fait une revue littérature, on peut distinguer différents effets majeurs de l'inclinaison de la surface inclinée sur le contrôle de l'équilibre postural en termes biomécanique, neurophysiologique et d'activation musculaire de la cheville.

2.1. En termes biomécanique

La position debout sur la surface inclinée quelle que soit l'orientation des pentes (AP et ML) entraîne une modification de la relation entre le polygone de sustentation et la ligne verticale du CG (Kluzik et al., 2005). Ceci est dû au fait qu'elle perturbe la configuration des pieds et la position de la cheville (Adkin & Carpenter, 2018; Frames et al., 2013; Wade et al., 2014) en position de flexion dorsale et plantaire, ou bien en inversion et éversion. Par conséquent, cela induit une réduction de l'aire du polygone de sustentation dans lequel le CM est de moins en moins capable de maintenir sa projection verticale (Dutt-Mazumder et al., 2016; Kluzik et al., 2005). Autrement dit, cet effet induit une diminution de la capacité de déplacement en sécurité du CG (Dutt-Mazumder et al., 2016; Wade et al., 2014). De ce fait, les surfaces inclinées engendrent une instabilité posturale et une augmentation de l'oscillation posturale dans le sens AP et ML (Henry et al., 2001; King et al., 2012; Kirby et al., 1987). La **Figure 23** montre ce mécanisme de la diminution de la taille/ l'aire du polygone de sustentation (côté adjacent) suite à la station debout sur une surface inclinée, selon la trigonométrie.

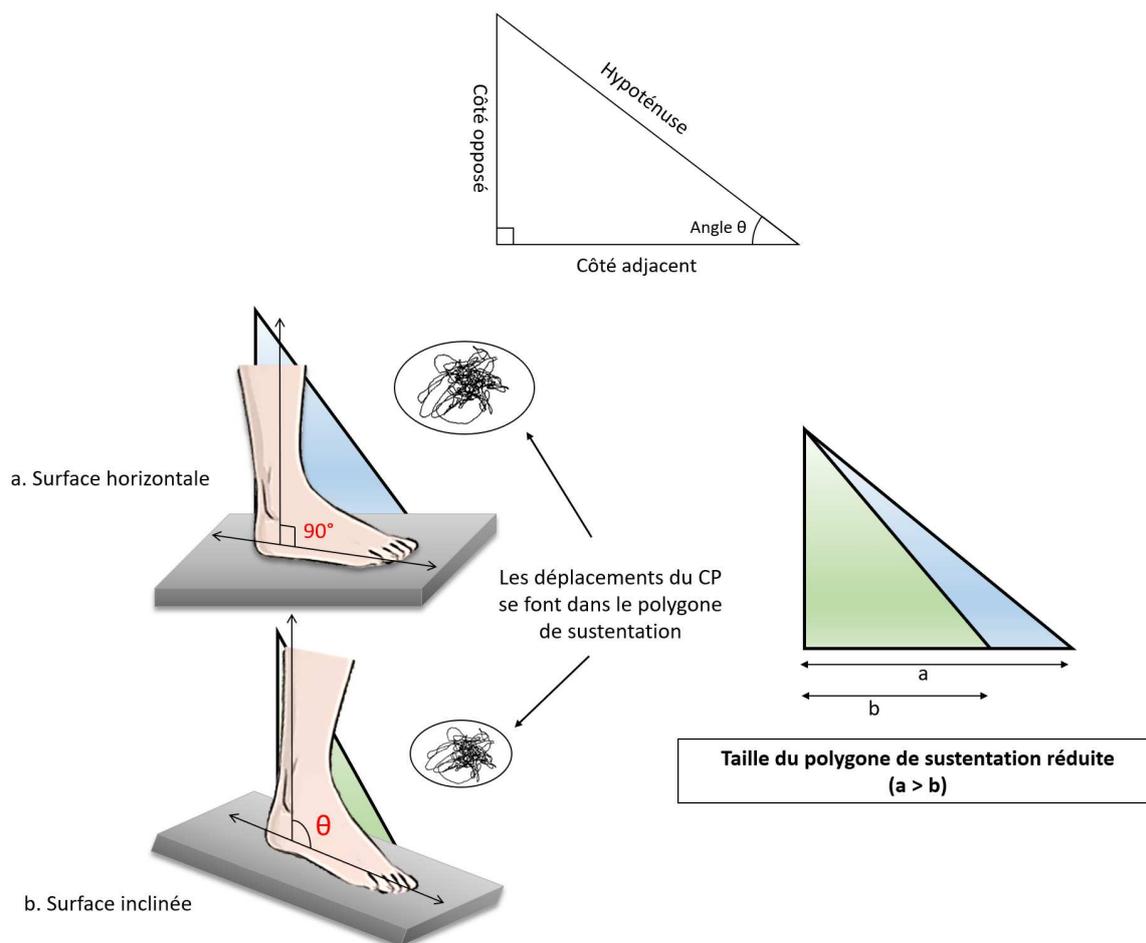


Figure 23. La posture debout sur une surface inclinée entraîne une diminution de la taille du polygone de sustentation (selon la trigonométrie).

Par ailleurs, la station debout sur une surface inclinée entraîne une perte de mobilité de la cheville qui pourrait être une des causes principales de l'altération de l'équilibre postural (Frames et al., 2013; Wade et al., 2014).

2.2. En termes neurophysiologique

L'orientation du pied et le changement de la position articulaire de la cheville (Frames et al., 2013; Wade et al., 2014) suite à la station debout sur une pente inclinée entraîne l'inclinaison corporelle. Cela entraîne un effet sur l'adaptation sensori-motrice (Kluzik et al., 2007), plus particulièrement sur la fonction du système proprioceptif au niveau de l'articulation de la cheville et des muscles du segment jambier (Mezzarane & Kohn, 2007). En effet, le réflexe d'étirement des muscles extenseurs de la cheville (Horak et al., 1989; Nashner, 1976; Schieppati et Nardone, 1995) et la relation tension-longueur musculaire (Kluzik et al., 2007) sont perturbés. Par ailleurs, Mezzarane & Kohn, (2007) ont révélé qu'un angle d'inclinaison

de 14° pourrait perturber les contributions des fuseaux neuromusculaires entraînant des altérations de l'oscillation posturale.

2.3. En termes d'activation musculaire de la cheville

Rand et Mukherjee, (2018) ont suggéré que les contraintes mécaniques associées à l'inclinaison corporelle suite à la posture debout sur une surface inclinée influencent l'efficacité des couples musculaires de la cheville. Sasagawa et al. (2009) ont constaté que la contraction isométrique des extenseurs de cheville serait progressivement plus importante lors du maintien de la posture debout sur une pente, afin d'empêcher la chute grâce au développement du tonus musculaire (Kluzik et al., 2007; Winter et al., 1998, 2001). De plus, Dutt-Mazumder (2019) et Mezzarane et Kohn (2007) ont constaté que la surface inclinée rend la stratégie de contrôle plus rigide, ce qui induit une diminution de la stabilité.

V. PROBLEMATIQUE ET HYPOTHESES

1. Problématique

La revue de littérature a permis de mettre en lumière 2 éléments clés à partir desquels la problématique de cette thèse sera construite.

1.1. La cheville joue un rôle important dans le contrôle postural.

La cheville constitue l'un des segments du corps qui joue un rôle fondamental dans les mécanismes de contrôle de l'équilibre (Horak & Macpherson, 1996), y compris dans les ajustements posturaux (Bouisset et Zattara, 1981), d'un point de vue biomécanique comme sensorimoteur. Ainsi, la mobilité articulaire (Bok et al., 2013; Hodges et al., 2002; Mecagni et al., 2000; Spink et al., 2011) et l'activité de ses muscles moteurs (Okada et al., 2001) participent au contrôle des oscillations posturales, notamment via la stratégie de cheville. Cette dernière est considérée comme le moyen le plus indispensable pour maintenir le CG dans le polygone de sustentation (Aoyama et al., 2011; Nashner et McCollum, 1985) en particulier lors d'une station debout statique bipodale sur une surface plane et ferme chez les personnes saines. En termes de la coordination musculaire, le Tibialis anterior, le Soleus, le Gastrocnemius (les muscles fléchisseurs dorsaux et plantaires de la cheville) sont les muscles essentiels dans le contrôle de l'équilibre postural. Ils se contractent simultanément de manière isométrique en tant que muscles agonistes et antagonistes contrôlés par le cervelet (Paillard, 2016) afin de contrôler l'oscillation du corps dans le plan sagittal (Li et al., 2020; Loram et al., 2005). En effet, Day et al. (2017) ont mis en évidence que le Tibialis anterior, le Soleus, et le Quadriceps ont des terminaisons sensorielles la pouvant être adaptés pour être extrêmement sensibles, y compris à de petits changements de longueur musculaire ou à une fréquence d'étirement lente (ex. 0,1 à 1,5 Hz).

1.2. Une surface d'appui au sol inclinée est susceptible d'altérer le contrôle postural.

Le maintien de la posture debout sur la surface inclinée a été considéré comme un défi de coordination corporelle dans un environnement quotidien, que l'on retrouve très souvent à l'extérieur (rampes d'accès, chemins pentus...). Il peut également concerner les personnes qui travaillent directement sur des surfaces inclinées, comme les couvreurs qui sont particulièrement exposés aux chutes. La station debout sur une surface d'appui inclinée

entraîne un changement de la position articulaire de la cheville (Frames et al., 2013; Wade et al., 2014), qui va nécessairement modifier les amplitudes articulaires mobilisables. Il est à noter que les amplitudes des mouvements de la cheville varient selon l'axe articulaire considéré, entraînant des effets différents selon le positionnement du pied par rapport à la pente. De plus, le changement de position articulaire est susceptible de perturber le fonctionnement des muscles agonistes et antagonistes, en modifiant le rapport de longueur entre les deux groupes. Du point de vue neurophysiologique, elle devrait également modifier la tension développée par le muscle en vertu de la relation tension longueur, sachant qu'un groupe musculaire se retrouvera raccourci et l'autre allongé. Une altération de la proprioception liée à un changement de longueur des fuseaux neuro-musculaires des fléchisseurs et extenseurs de la cheville est également considérée dans la littérature (Mezzarane et Kohn, 2007), avec une conséquence sur l'adaptation sensori-motrice et l'orientation posturale (Kluzik et al., 2007). Du point de vue biomécanique, et en se référant aux principes de trigonométrie du triangle rectangle, l'inclinaison de la surface d'appui (équivalent à l'hypoténuse) réduira le polygone de sustentation (équivalent à l'hypoténuse). Tous ces éléments suggèrent que le contrôle postural est susceptible d'être altéré qu'il s'agisse du contrôle de l'équilibre en posture debout, ou de l'exécution de tâches dynamiques des membres supérieures dont on sait qu'elles requièrent une stabilisation préalable du corps.

L'ensemble de ces éléments, s'il suggère un effet négatif des surfaces inclinées sur le contrôle postural laissent toutefois plusieurs champs inexplorés. Tout d'abord les surfaces inclinées étudiées sont quasiment toutes supérieures à 14° et correspondent aux conditions de travail dans le secteur du bâtiment (da Costa Barbosa & Vieira, 2017; A. C. King et al., 2020; Lin & Nussbaum, 2012; Lu et al., 2015; Mezzarane & Kohn, 2007; P. I. Simeonov et al., 2003), alors que les surfaces inclinées rencontrées dans la vie de tous les jours sont beaucoup plus faibles (1:12 ou 4,76°, ADA Standards for Accessible Design, 2010). Peu d'études incluent également des conditions évaluant l'effet de surface inclinées dans le plan frontal par rapport au sujet, ce qui est pourtant fréquemment le cas, par exemple la traversée à pied d'une chaussée ou d'un chemin incliné. On trouve également peu de protocoles incluant EMG, l'examen posturographique et des mesures goniométriques, qui permettraient pourtant d'explorer ce phénomène sous ses différentes facettes. Enfin, peu d'études sont consacrées à l'étude de l'effet des surfaces inclinées sur des tâches dynamiques des membres supérieurs et l'organisation des ajustements posturaux.

Ce travail de thèse visera donc à explorer l'effet des surfaces inclinées sur le contrôle postural en utilisant des mesures incluant des niveaux d'inclinaison faibles, en s'intéressant aux inclinaisons dans le plan sagittal et dans le plan frontal, et en explorant les données fournies par le plateau de force, l'EMG et la goniométrie. Enfin, le contrôle postural sera étudié dans sa composante de maintien de l'équilibre en station debout, mais aussi en tant que support postural à une tâche dynamique du membre supérieur.

2. Hypothèses

Concernant les études portant sur le maintien de l'équilibre postural, il est émis l'hypothèse que l'inclinaison de la surface d'appui va modifier le niveau d'activité des principaux muscles moteurs de la cheville en raison de la variation de leur longueur. Il est également supposé que l'inclinaison dans le plan frontal comme dans le plan sagittal vont altérer l'équilibre postural, mais que cette variation sera moins significative pour un faible niveau d'inclinaison.

Pour l'étude portant sur l'analyse d'une tâche dynamique du membre supérieur, en l'occurrence une tâche pointage, il est attendu une variation des ajustements posturaux anticipateurs (APAs) qui serait justifiés par des conditions d'équilibre précaires sur surfaces inclinées. Cette variation pourrait toucher à l'amplitude comme à la durée de ces ajustements.

3. Démarche expérimentale

Pour combler les lacunes de la littérature de recherche dans la problématique et tester les hypothèses envisagées, ce travail de thèse comportera trois études successives :

Étude 1 : Effet de l'inclinaison de la surface d'appui au sol vers l'avant et vers l'arrière (dans le plan sagittal) sur l'équilibre postural et l'activité des muscles de la cheville

Cette étude consistera en une analyse posturographique dans différentes conditions d'inclinaison de la surface d'appui dans le plan sagittal, combinée à un enregistrement EMG des principaux fléchisseurs et extenseurs de la cheville.

Étude 2 : Effet de la station debout sur surfaces inclinées dans le plan frontal sur l'équilibre postural et sur les activités musculaires des membres inférieurs

En continuité avec l'étude précédente, ces travaux consistent en une étude posturographique dans différentes conditions d'inclinaison de la surface d'appui dans le plan frontal, combinée à une analyse EMG et goniométrique des membres inférieurs.

Étude 3 : Effet de l'inclinaison de la surface d'appui au sol sur la performance et les ajustements posturaux anticipateurs lors d'une tâche de pointage unilatérale

Cette dernière étude vise explorer l'effet des surfaces inclinées sur une tâche dynamique des membres supérieures, incluant la mesure des ajustements posturaux au moyen d'une plateforme de forces, mais aussi de la performance au moyen d'accéléromètres placés sur la main et sur la cible.

PARTIE 2 :

Contribution expérimentale

« Etude 1 »

Effet des surfaces d'appui inclinées vers l'avant et vers l'arrière sur l'équilibre postural et l'activité des muscles de la cheville

ETUDE 1 : Effet des surfaces d'appui inclinées vers l'avant et vers l'arrière sur l'équilibre postural et l'activité des muscles de la cheville

Cette étude a fait l'objet d'un article publié dans PlosOne (indiquer la référence complète avec DOI) <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0305840>

RESUME

INTRODUCTION : Bien que les surfaces inclinées soient courantes dans la vie quotidienne, la plupart des études sur l'équilibre corporel sont réalisées sur des surfaces planes, et peu de données sont disponibles pour des angles d'inclinaison inférieurs à 14°. L'objectif de cette étude était d'explorer l'effet des surfaces inclinées vers l'avant et vers l'arrière à 7° et 15° sur l'équilibre postural et sur l'activité des muscles fléchisseurs/extenseurs de la cheville.

METHODE : 15 sujets sains (8 hommes et 7 femmes) ($27,67 \pm 3,9$ ans) ont réalisé un examen posturographique associé à un électromyogramme (EMG) de surface du Tibialis anterior (TA), du Soleus (Sol) et du Gastrocnemius medialis (GasM) dans cinq conditions d'inclinaison de l'appui : 0° (H0), inclinaison en arrière à 7° et 15° (DF7 et DF15), inclinaison en avant à 7° et 15° (PF7 et PF15).

RESULTATS : Les résultats ont montré que le centre de pression (CP) était déplacé en fonction de la pente de la surface, avec un déplacement vers l'avant en PF7 ($p < 0.001$) et PF15 ($p < 0.01$) et un déplacement vers l'arrière en DF7 ($p < 0.01$) et DF15 ($p < 0.001$). Le déplacement moyen du CP selon l'axe antéro-postérieur (X_m) a été augmenté en DF15 ($p < 0.01$) par rapport à la condition H0, mais réduit en PF7 ($p < 0.01$). L'EMG normalisé a révélé des valeurs plus élevées lorsque les muscles étaient en position raccourcie (PF7 pour le Sol, $p < 0.05$; PF15 pour le GasM, $p < 0.01$; DF15 pour le TA, $p < 0.01$) et des valeurs plus faibles pour GasM et Sol lorsqu'ils étaient allongés (DF15, $p < 0.05$).

CONCLUSION : les résultats suggèrent que les surfaces d'appui inclinées vers l'arrière altèrent l'équilibre postural, tandis que les surfaces inclinées vers l'avant avec une faible angulation auraient à l'inverse un effet positif. La variation d'activité musculaire au niveau des fléchisseurs/extenseurs de la cheville, qui sont soit étirés soit raccourcis, serait liée à la relation longueur-tension des muscles squelettiques.

Mots clés : équilibre corporel, équilibre, posturographie, cheville, surface inclinée, muscle, EMG.

1. INTRODUCTION

Le contrôle de l'équilibre postural est une condition préalable à la plupart des tâches motrices de la vie quotidienne. Selon Gurfinkel et al. (1995), il est assuré par au moins deux mécanismes. L'un définit l'activité des muscles posturaux antigravitaires dans une configuration géométrique donnée de la chaîne cinématique multi-segmentaire (fonction conservative), tandis que l'autre assure la stabilisation de cette position (fonction opérative). La fonction conservative nécessite l'activité d'un grand nombre de muscles posturaux à un faible niveau, généralement inférieur à 10% de la contraction maximale volontaire (CMV), à l'exception du Soleus, qui peut atteindre 20 % de la CMV (Okada, 1973). La fonction opérative est supposée impliquer principalement la mobilité de la cheville et de la hanche à travers les mécanismes de stratégies de hanche et de cheville (Horak & Macpherson, 1996). Par ailleurs, bien que le contrôle postural implique la mobilité d'une grande partie de la chaîne posturale en relation avec la perturbation respiratoire de la posture (Hamaoui et al., 2010), il a été considéré que ces oscillations posturales se produisent principalement autour de l'axe de la cheville selon le principe d'un modèle de pendule inversé (Gurfinkel, 1973; Winter et al., 1998). Par conséquent, les articulations de la cheville et les muscles moteurs semblent jouer un rôle clé dans ces mécanismes mentionnés ci-dessus qui sous-tendent le contrôle de l'équilibre corporel.

Une surface d'appui au sol atypique, incluant les surfaces inclinées, peut être considérée comme un facteur délétère pour l'équilibre postural et en perturbant notamment le fonctionnement des récepteurs somatosensoriels. Elle peut être responsable de 50% des chutes (selon l'Assurance maladie française Ameli, 2024²). Les surfaces inclinées sont courantes dans la vie quotidienne. A titre d'exemple, la surface de la chaussée est fréquemment inclinée afin de réduire le risque potentiel d'une inondation urbaine (Sañudo-Fontaneda et al., 2012). De plus, on trouve également des surfaces inclinées dans les rampes d'accès destinées aux personnes handicapées et dans des activités professionnelles spécifiques telles que la couverture des toits. Dans ces conditions, le maintien d'un équilibre corporel stable en position debout, avec les membres inférieurs et le tronc alignés selon un même axe vertical, nécessite une adaptation au niveau de la cheville, incluant des modifications de la position angulaire et de la tension musculaire. Une position articulaire moins neutre offrirait alors un jeu articulaire réduit pour la fonction opérative, et un déséquilibre entre la tension passive des muscles agonistes/antagonistes

² Référence : <https://www.ameli.fr/entreprise/sante-travail/risques/chutes/risque-sous-estime>

contrôlant la flexion/extension de la cheville pourrait également altérer la capacité à stabiliser cette articulation.

Ainsi, les études posturographiques décrivent une altération de l'équilibre corporel en position debout sur des surfaces inclinées (Baldrige & King, 2022; da Costa Barbosa & Vieira, 2017; Dutt-Mazumder et al., 2016; King et al., 2020; Lin & Nussbaum, 2012; Mezzarane & Kohn, 2007; Simeonov et al., 2003). Certaines études utilisant l'électromyogramme (EMG) de surface ont montré une activité accrue du Soleus et du Gastrocnemius lorsque les pieds sont en flexion plantaire (Baldrige & King, 2022; Mezzarane & Kohn, 2007; Sasagawa et al., 2009). Une plus grande activité du Tibialis anterior associée à une flexion dorsale des pieds a également été décrite (Baldrige & King, 2022; Lu et al., 2015), mais pas de manière systématique (Mezzarane & Kohn, 2007 ; Sasagawa et al., 2009). Malgré le nombre important d'études, la plupart d'entre elles ont utilisé des angles de pente élevés rencontrés dans les toitures et supérieurs ou égaux à 14° (da Costa Barbosa & Vieira, 2017; A. C. King et al., 2020; Lin & Nussbaum, 2012; Lu et al., 2015; Mezzarane & Kohn, 2007; P. I. Simeonov et al., 2003). Bien que quelques études aient utilisé 10° comme valeur minimale (Baldrige & King, 2022; Dutt-Mazumder et al., 2016; Sasagawa et al., 2009), celle-ci reste supérieure à la pente habituelle des trottoirs, qui est relativement proche de 5° (1:12 ou 4,76°) (ADA Standards for Accessible Design, 2010). Par ailleurs, seules deux études ont à notre connaissance combiné l'examen posturographique et l'EMG (Baldrige & King, 2022 ; Mezzarane & Kohn, 2007) et aucune n'a évalué simultanément l'EMG des muscles du Soleus et Gastrocnemius bien qu'ils présentent un niveau d'activité différent en position debout (Okada, 1973). Il faut également noter le manque de données sur la position moyenne du centre de pression (CP), qui est également susceptible de varier en fonction de la pente de surface. Toutes ces variations peuvent avoir des implications dans l'évaluation des risques de chute lors de l'utilisation des surfaces en pente rencontrées dans la vie quotidienne. Leur compréhension doit également permettre d'améliorer les normes d'accessibilité et de mettre en place des programmes de rééducation pour renforcer l'autonomie des personnes souffrant de handicaps physiques.

Les objectifs de cette première étude étaient d'évaluer l'effet des surfaces inclinées rencontrées dans la vie quotidienne sur l'équilibre postural et sur le niveau d'activité des trois principaux muscles fléchisseurs/extenseurs (Tibialis anterior, Gastrocnemius medialis et Soleus) en utilisant trois angles différents : 0, $\pm 7^\circ$ et $\pm 15^\circ$ de surfaces inclinées vers l'avant et vers l'arrière

selon le plan sagittal. L'hypothèse principale de cette étude était que le maintien de la posture sur une surface inclinée induit une diminution de la stabilité posturale, accompagnée de variations de l'activité des muscles agoniste et antagoniste.

2. MATERIEL ET METHODE

2.1. Participants

2.1.a. Critères de sélection des participants

Critères d'inclusion :

1. Participants hommes ou femmes en bonne santé âgés de 18 à 35 ans ;
2. Bonne condition physique, sans antécédent de pathologie pouvant altérer l'équilibre postural et la fonction de la cheville.

Critères d'exclusion :

1. Toute pathologie susceptible d'altérer la fonction du système musculosquelettique ou du système nerveux ;
2. Antécédents médicaux concernant le système musculosquelettique et le système nerveux au cours des 2 dernières années ;
3. Séquelles de pathologies susceptibles d'influencer la condition physique et le contrôle postural ;
4. Traitement médicamenteux pouvant influencer le contrôle de l'équilibre ;
5. Consommation d'alcool dans les 12 heures précédant l'expérimentation.

Pour tous ces critères, les participants étaient interrogés lors de la prise de rendez-vous préalablement à l'expérimentation. Les informations personnelles de chaque sujet sont notées dans la fiche participant après anonymisation. Tous les participants ont donné leur consentement éclairé avant de participer à ces expériences.

2.1.b. Caractéristiques de la population étudiée

15 sujets sains (7 femmes et 8 hommes) ont participé à cette étude au totale (la taille d'échantillon = 14, $n^2 = 0,395$, α err prob = 0,05, G*Power). L'âge, la masse, la taille et l'indice de masse corporel (moyenne \pm SD) était de 27.67 ± 3.9 ans, 61.47 ± 9.99 kg, 168.2 ± 7.70 cm et 21.57 ± 1.88 kg/m², respectivement. Ils étaient tous droitiers. Les données démographiques des participants sont présentées dans le **Tableau 1**. Ils n'ont pas disposé de limite de mouvement de l'articulation de la cheville et étaient considérés comme n'ayant pas de troubles de l'équilibre. Aucune consommation d'alcool n'a été autorisée au cours des 12 heures précédant l'expérience. Ils ont été choisis dans la même tranche d'âge et de genre sexuel identique pour éviter d'éventuelles variations liées à l'âge et au sexe. Les participants ont été recrutés par la

faculté des sciences du sport de l'Université Paris Saclay (doctorants du Laboratoire CIAMS), l'Hôpital Paul Brousse, par relations personnelles, ou en réponse à la plaquette de l'annonce (**Annexe 1**). Le protocole expérimental a été approuvé par le comité d'éthique local, CER Paris-Saclay, avec la référence CER-Paris-Saclay-2022-045. Un consentement éclairé écrit a été obtenu de chaque participant, conformément à la déclaration d'Helsinki.

Tableau 1. Caractéristiques physiques des participants de l'étude 1.

N° sujet	Sexe	Âge	Poids (kg)	Taille (cm)	IMC	MS dominant
1 AFA	F	23	54	158	21,6	Droit
2 YSU	F	31	50	159	19,8	Droit
3 HAB	H	24	67	173	22,4	Droit
4 RPO	H	35	78	179	24,3	Droit
5 SCH	F	32	53	168	18,8	Droit
6 MTO	F	27	64	168	22,7	Droit
7 CJA	H	20	60	169	21	Droit
8 LQU	H	25	65	168	23	Droit
9 TBE	F	27	58	163	21,8	Droit
10 TDE	H	29	60	170	20,8	Droit
11 VVO	H	29	76,5	175	25	Droit
12 TTA	H	32	76	180	23,5	Droit
13 SAT	F	26	65	177	20,7	Droit
14 KOU	F	25	47	158	18,8	Droit
15 PJA	F	30	49	158	19,6	Droit
Moyenne ± SD		27.67 ± 3.9	61.47 ± 9.99	168.2 ± 7.70	21.57 ± 1.88	

2.2. Dispositif expérimental

2.2.a. Plateforme de force

Une plaque de force à six canaux (AMTI-OR6, 60 x 60 x 12,57 cm) (**Figure 24**) recueillant les forces et les moments de réaction au sol appliqués à sa surface supérieure (F_x , F_y , F_z , M_x , M_y et M_z) a été utilisée pour calculer les coordonnées du CP selon les axes antéro-postérieur (AP) et médio-latéral (ML). Elle a été alimentée par un conditionneur qui amplifie les signaux selon le gain choisi.

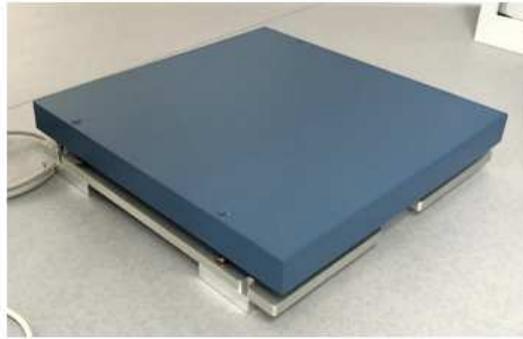


Figure 24. Plateforme de force.

2.2.b. Système d'acquisition

Les données issues des 6 voies de la plateforme de forces (F_x , F_y , F_z , M_x , M_y et M_z) (Figure 25) sont numérisées à l'aide d'un système Compact Daq 9178, équipé de modules BNC 9215 (National Instrument, Austin, USA) avec la fréquence d'acquisition de 1000 Hz. Le programme conçu en environnement Labview offre une fonction « scope » permettant de visualiser les tracés avant l'enregistrement, et une transformation des données dans l'unité de référence (N pour les forces et Nm pour les moments). La fréquence d'acquisition des données a été fixée à 1000Hz.

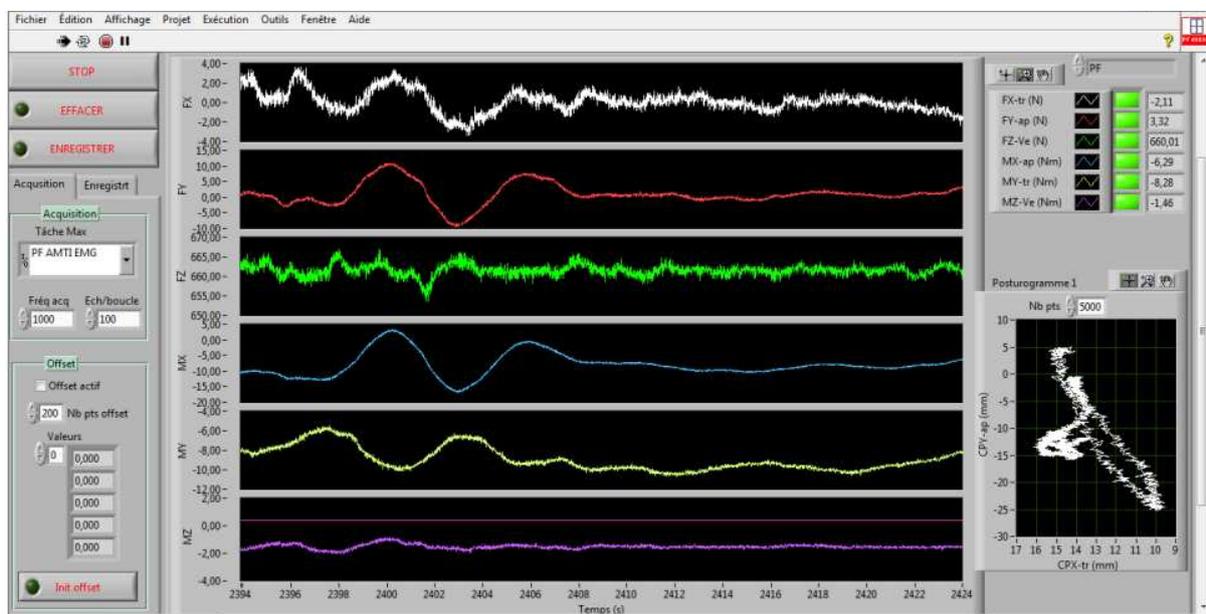


Figure 25. Données issues des 6 voies de la plateforme de forces.

2.2.c. Système d'inclinaison

Le plateau incliné GoPlus® (**Figure 26**) réglable en bois (43 x 33 x 5,5cm) a été utilisé pour faire varier l'angle d'inclinaison de la surface d'appui au sol. La surface de la plaque mobile est recouverte de papier antidérapant pour éviter tout glissement. L'inclinaison peut être fixée à 3 angles différents : 0°, 7° et 15° (**Figure 27**). L'inclinaison à 7° a été choisie car elle correspond à des pentes rencontrées dans des situations de la vie quotidienne (ADA Standards for Accessible Design, 2010). L'inclinaison à 15° est celle que l'on retrouve davantage dans le secteur professionnel (métier de couvreur) et qui correspond à la gamme de valeurs utilisées dans la littérature scientifique (supérieures ou égales à 0°) (Baldrige & King, 2022; da Costa Barbosa & Vieira, 2017; Dutt-Mazumder et al., 2016; King et al., 2020; Lin & Nussbaum, 2012; Mezzarane & Kohn, 2007; Sasagawa et al., 2009). Il n'a pas été choisi de mesure dépassant 15°, car c'est l'amplitude de flexion dorsale maximale de la cheville (Soucie et al., 2011). Au-delà de cette valeur, une compensation complète au niveau de la cheville n'est plus envisageable.



Figure 26. Plateau incliné réglable en bois.

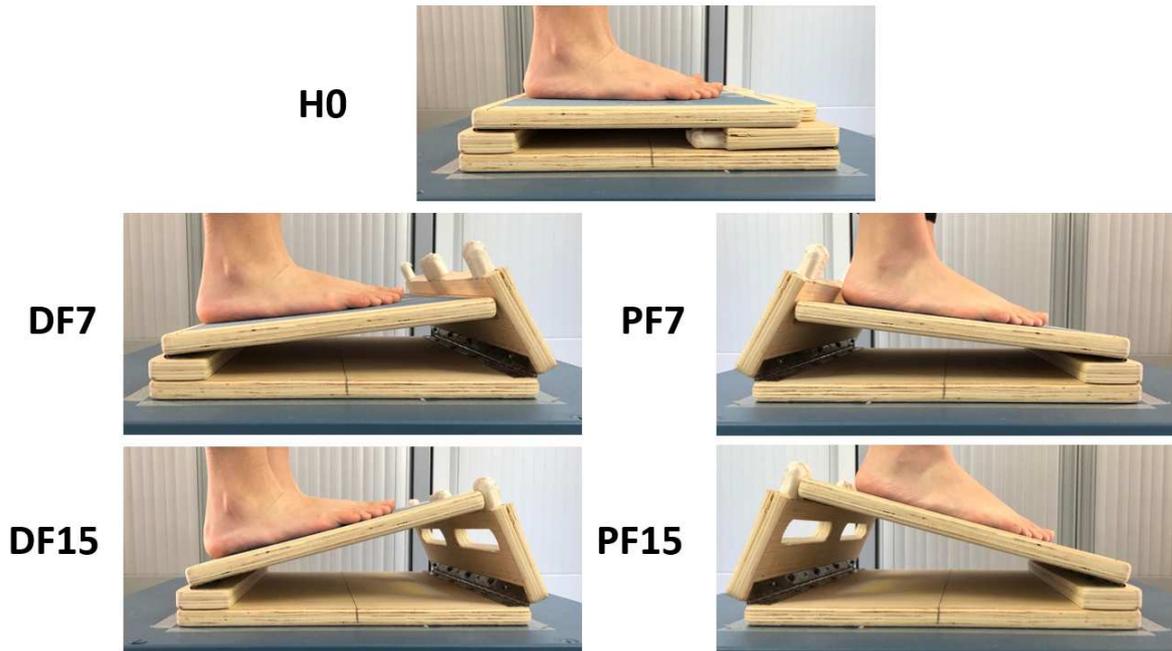


Figure 27. Système d'inclinaison à 0°, 7° et 15° dans différentes conditions expérimentales. H0 (condition de référence), DF7 et DF15 (inclinaison en arrière de 7° et 15°), et PF7 et PF15 (inclinaison en avant de 7° et 15°).

Le même plateau était utilisé pour les conditions de flexion dorsale et de flexion plantaire, le système étant tourné à 180° en respectant la correspondance avec les axes du plateau de forces.

2.4. Electromyogramme de surface

Les électrodes électromyogrammes (EMG) *Cometa*® ont été utilisées pour mesurer l'activité des muscles cibles des membres inférieurs (**Figure 28**). Un appareil EMG sans fil à 16 canaux (modèle Pico EMG, *Cometa*®, Milan, Italie) a été utilisé pour quantifier l'activité électrique de surface normalisée des principaux fléchisseurs/extenseurs de la cheville. Trois électrodes ont été placées sur le Tibialis antérieur (TA), le Gastrocnemius medialis (GasM) et le Soleus (Sol). La fréquence d'acquisition était de 1000 Hz et l'amplification de 1000 : données en mV. La fréquence d'acquisition a été choisie, conformément au théorème de Shannon qui stipule que la fréquence d'échantillonnage doit être au moins deux fois supérieure à la fréquence maximale choisie pour la définition du spectre.



Figure 28. Trois électrodes EMGs sans fils non-invasive Cometa®.
Tibialis anterior = 01, Soleus = 02, Gastrocnemius medius = 03.

2.4.a. Choix des muscles

- Extenseurs de la cheville (Sol et GasM) :

Les enregistrements ont porté sur le Soleus ayant révélé une activité significative lors de la station debout (Okada, 1973). D'ailleurs, le Soleus et le Gastrocnemius sont tous les deux considérés comme la source d'informations proprioceptives musculaires signalant les changements de position du corps (Fitzpatrick et al., 1992; Lakie et al., 2003; Loram et al., 2005; Nashner, 1976; Schieppati & Nardone, 1999).

- Fléchisseur de la cheville (TA) :

Le Tibialis anterior est considéré comme le principal fléchisseur dorsal de la cheville , et comme un muscle antagoniste des extenseurs de la cheville (Di Giulio et al., 2009).

Pour les trois muscles, les enregistrements ont été effectués de manière unilatérale, du côté du membre inférieur dominant.

2.4.b. Préparation de la peau et placement des électrodes

Avant d'installer les électrodes sur la peau, la préparation de la peau est nécessaire. Après repérage par palpation, la peau est rasée et dégraissée pour diminuer la résistance électrique cutanée à moins de 5kV. On frotte avec une compresse imbibée d'alcool jusqu'à l'apparition d'un léger érythème d'abrasion. Ensuite, trois électrodes EMGs sont fixées sur le corps musculaire parallèlement à la direction des fibres musculaires et à distance du point moteur, avec une distance inter-électrode de 2cm. Sur chaque électrode EMG sont fixées deux électrodes pré-gélifiées Ag/AgCl adhésives jetables (H124SG Kendall™) de 10mm de

diamètre (surface conductrice). Tous les placements d'électrodes ont été validés à l'aide de tests de palpation et de résistance manuelle, sur la base des recommandations du SENIAM (Hermens et al., 2000).

Les repères pour placer les électrodes EMG sont les suivants (d'après (Barbero et al., 2012; Clemente, 2010) (**Figure 29**) :

- a. **Soleus** : 1/3 inférieur de la ligne reliant le condyle médial du fémur à la malléole médiale ;
- b. **Tibialis anterior** : 1/3 supérieur de la ligne reliant la malléole médiale à la tête de la fibula ;
- c. **Gastrocnemius medialis** : partie la plus proéminente du corps musculaire du GasM.

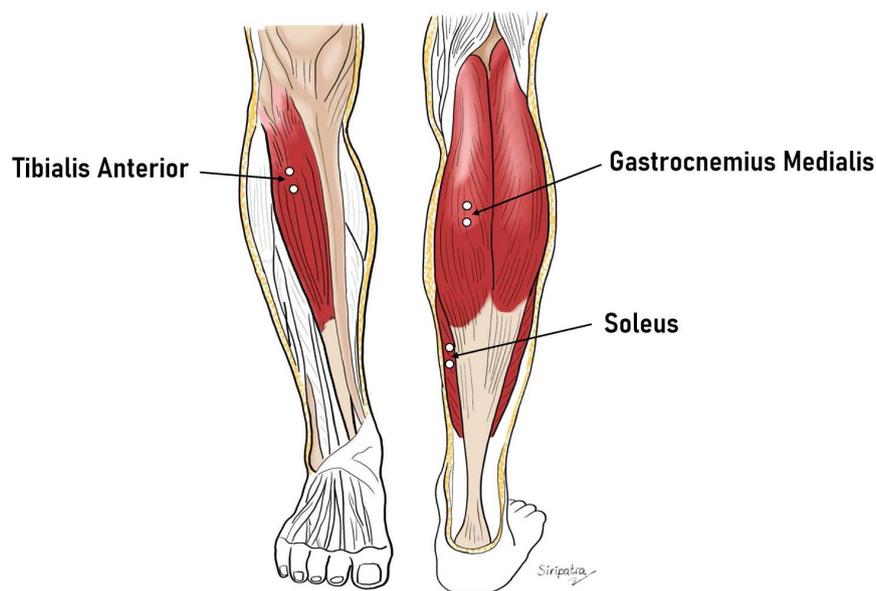


Figure 29. Anatomie des muscles cibles de la cheville et emplacement pour placer les électrodes EMG non-invasives sur les muscles ciblés.

2.4.c. Acquisition et traitement des signaux

Tests signal EMG :

- Ligne de base : proche de zéro au repos et retour au zéro après la contraction. Le bruit de la ligne de base doit être très faible (<3-5mV).
- En contraction analytique : vérifier que l'activité EMG correspond bien à l'activité du muscle cible, avec la présence de bouffées répondant aux variations de la contraction musculaire.

2.4.d. Test de contraction maximale volontaire analytique

Il permet de quantifier l'activité EMG de chaque muscle lors de sa contraction maximale volontaire ou CMV (**Figure 30**). Avant d'enregistrer la CMV, un test de référence en décubitus dorsal et ventral était réalisé permettant d'obtenir les valeurs de l'activité EMG en condition de repos (2 enregistrements de 3sec), suivi par l'effort de contraction maximale pendant 3sec :

- ➔ 2 essais d'entraînement sans enregistrement ;
- ➔ 2 tests pour chaque muscle avec un temps de repos inter essais de 30sec.



Figure 30. Un exemple de test de contraction maximale volontaire (CMV) pour le tibial antérieur.

2.4.e. Normalisation d'EMG

Pour permettre la normalisation des signaux EMG par leurs valeurs maximales, le test CMV a été d'abord réalisé. Les tests de CMV du TA et du GasM ont été réalisés en position couchée, genoux en extension. Le sujet devait exercer une flexion dorsale pour le TA et une flexion plantaire pour le GasM, contre la force de résistance de l'expérimentateur. Pour le Sol, le sujet était en décubitus ventral avec le genou fléchi à 90° du côté actif, et devait exercer une flexion plantaire contre l'expérimentateur. Ces positions de réalisation des CMVs ont été choisies en fonction de l'action primaire de chaque muscle et selon la méthode du « test musculaire » (Brown et al., 2013). Des enregistrements EMG ont ensuite été réalisés pendant tous les tests posturographiques. Pour chaque muscle, la moyenne des EMGs rectifiés a été calculée à partir des enregistrements complets, et les valeurs ont été exprimées en pourcentage des données obtenues dans la condition CMV.

2.3. Examen de la statique des membres inférieurs

Il s'agit d'une recherche des troubles de la statique du pied ayant pour but d'observer si le sujet a un pied plat, pied creux, hallux valgus, ou genu valgum/ varum. En effet, Il a été démontré que le contrôle postural peut être affecté par les déformations du genu valgum et du genu varum (Samaei et al., 2012). La position du sujet était en position statique, les bras ballants, les pieds nus écartés de la largeur des hanches. Ce test a permis d'écartier tout trouble statique majeur des membres inférieurs qui aurait pu influencer les résultats.

2.4. Examen goniométrique de la cheville

Un goniomètre (**Figure 31**) est utilisé pour mesurer l'amplitude de la cheville des participants dont les points de repère sont au centre de la malléole fibulaire (point de rotation), à la tête de la fibula (bras fixe), et à la base de 5^{ème} métatarsienne (bras mobile) (**Figure 32**) :

- Position du sujet : décubitus dorsale sur la table, jambes pendantes, position droite des genoux, articulation de la cheville hors de la table ;
- Points de repère : centre de la malléole fibulaire, base de 5^{ème} métatarsien, tête de la fibula.

Cette mesure a permis de s'assurer que le sujet ne présentait pas de blocage majeur de la mobilité de l'articulation de la cheville qui pourrait constituer une entrave à l'expérience.



Figure 31. Goniomètre.

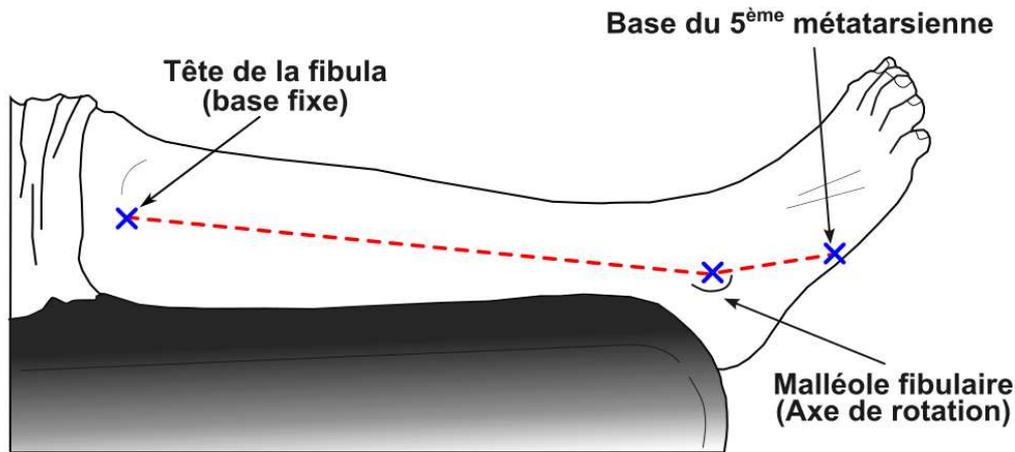


Figure 32. Les points de repère pour un examen goniométrique de la cheville.

2.5. Protocole expérimental

2.5.a. Conditions expérimentales

5 différentes conditions expérimentales d'inclinaison de la surface ont été utilisées :

1. Position/ condition de référence de 0° (**H0**) ;
2. Flexion dorsale de la cheville (inclinaison en arrière) à 7° (**DF7**) ;
3. Flexion dorsale de la cheville (inclinaison en arrière) à 15° (**DF15**) ;
4. Flexion plantaire de la cheville (inclinaison en avant) à 7° (**PF7**) ;
5. Flexion plantaire de la cheville (inclinaison en avant) à 15° (**PF15**)

2.5.b. Plan expérimental

Le sujet se tient debout sur le plateau d'inclinaison, bras ballants avec les pieds nus et écartés à largeur des hanches, et les malléoles médiales positionnées en regard de l'axe transversal du plateau. Durant chaque essai, le sujet fixe son regard sur un disque noir de 5cm de diamètre placée à la hauteur de ses yeux sur un mur blanc distant de 1,5m du plateau. L'emplacement des pieds de chaque sujet a été marqué sur le plateau afin que le sujet puisse reprendre la même position des pieds entre chaque condition conditions. Les participants devaient passer 4 essais de 30sec par condition, ce qui fait un total de 20 essais (4 essais x 5 conditions expérimentales). L'ordre des conditions était aléatoire pour éviter tout effet de rang, à partir de la condition de référence (H0). Un temps de repos de 20sec était accordé entre chaque essai et de 2min entre condition (**Figure 33**). La **Figure 34** illustre la réalisation de l'examen posturographique ainsi que le schéma de l'exécution du protocole.

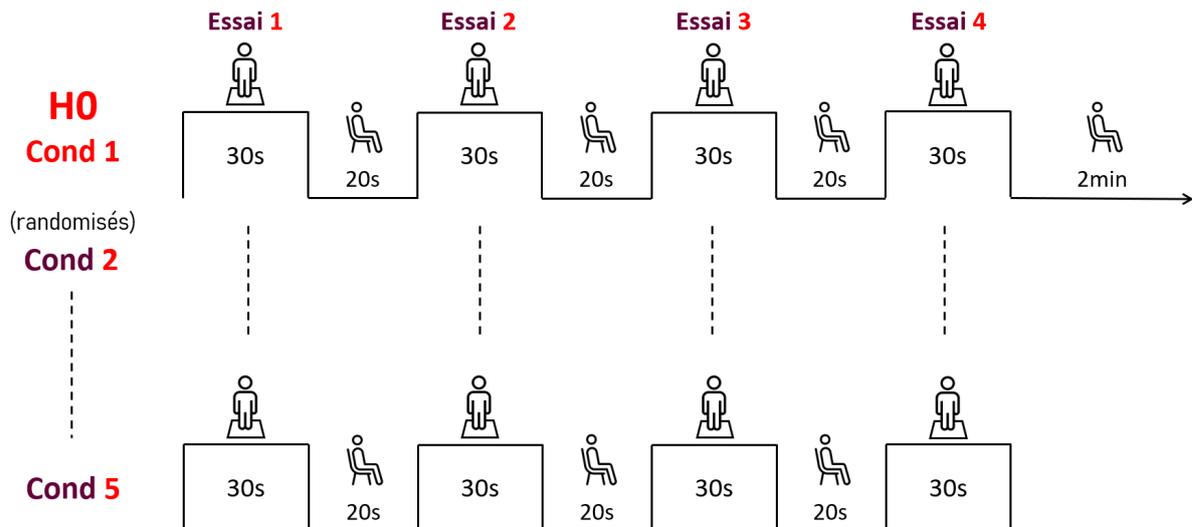


Figure 33. Exécution du protocole de l'étude 1.

2.5.c. Déroulement détaillé de l'expérimentation

1. Accueil du participant, remplissage du questionnaire permettant de vérifier que les critères d'éligibilité sont bien remplis et compréhension et accord de la consigne ;
2. Examen de la statique des membres inférieurs et l'alignement corporel en position debout.
3. Examen goniométrique des amplitudes articulaires de la cheville en mouvement de flexion dorsale et plantaire à l'aide d'un goniomètre ;
4. Préparation de la peau du sujet : repérage zone concernée, rasage, abrasion si nécessaire, nettoyage à l'alcool avec compresse (action abrasive espérée). En position décubitus dorsale sur la table ;
5. Palpation, contraction résistée, pose sur le corps musculaire du Sol, GasM et TA, selon la direction de fibres musculaires du côté dominant. Placement de trois électrodes de surface EMG sur les trois muscles cibles ;
6. Phase de normalisation des signaux EMG (Tests du signal EMG). Examen de la CMV de 3sec, 2 essais par muscle avec un temps de repos de 30sec inter-essai ;
7. Séance d'échauffement de 2min avec une série d'exercices légers impliquant l'ensemble du corps en suivant les gestes donnés sur l'affiche (**Annexe 2**) ;
8. Pré-test de familiarisation des dispositifs expérimentaux, suivie de la phase expérimentale.
9. Phase expérimentale ;
10. Désinstallation des électrodes de surface EMG et nettoyer la peau.

La durée expérimentale est d'environ 50min au total. L'ensemble des expérimentations était dans l'Unité de Recherche CIAMS à l'Hôpital Paul Brousse, Villejuif, France.

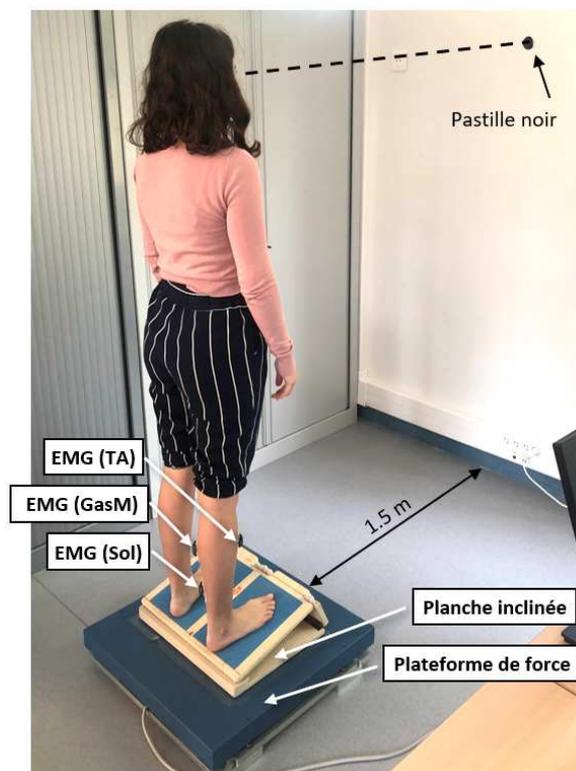
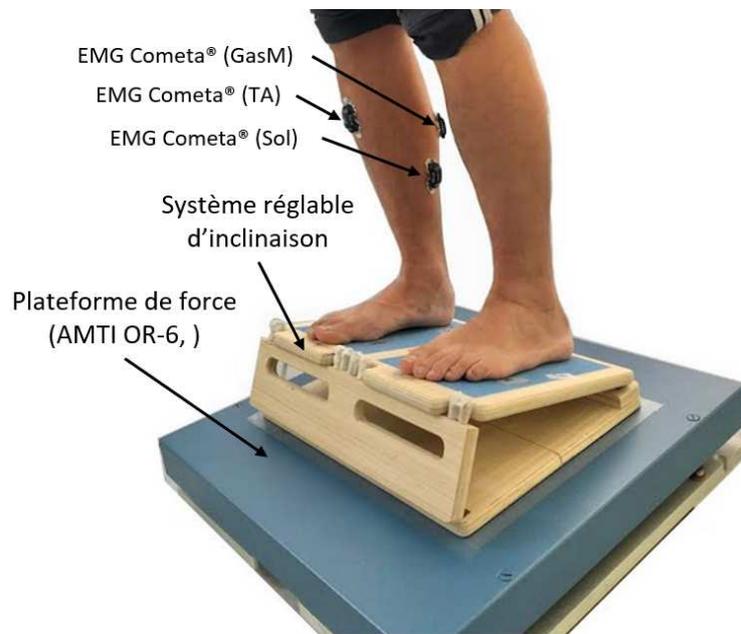


Figure 34. Examen posturographique (haut) d'un sujet et Schéma du l'exécution du protocole (bas).

Sujet équipé d'électrodes EMG et se tenant debout sur la planche inclinée placée sur le plateau de forces en condition DF15.

3. ANALYSE DES DONNEES

3.1. Calcul des coordonnées du CP

Les coordonnées du CP sont calculées à partir de la formule suivante utilisant les données de forces et de moments fournies par le plateau de forces :

$$x_p = \frac{-hF_x + M_y}{F_z}$$

$$y_p = \frac{-hF_y - M_x}{F_z}$$

Avec

- x_p : CP selon l'axe antéro-postérieur ;
- y_p : CP selon l'axe médio-latéral ;
- h : distance entre la surface d'appui et l'origine de la plateforme ;
- F_x : force de réaction du sol selon l'axe antéro-postérieur ;
- F_y : force de réaction du sol selon l'axe médio-latéral ;
- F_z : force de réaction du sol selon l'axe vertical ;
- M_x : moment selon l'axe antéro-postérieur ;
- M_y : moment selon l'axe médio-latéral.

3.2. Calcul des indices posturo-graphiques

5 indices posturo-graphiques permettant d'évaluer l'équilibre postural sont calculés dans le domaine temporel.

X0 : position moyenne du CP selon l'axe antéro-postérieur.

$$X_0 = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N X_i$$

Y0 : position moyenne du CP selon l'axe transversal.

$$Y_0 = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N Y_i$$

X_m : écart-moyen du CP selon l'axe antéro-postérieur.

$$X_m = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N |X_i - X_0|$$

Y_m : écart-moyen du CP selon l'axe transversal.

$$Y_m = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N Y_i - Y_0$$

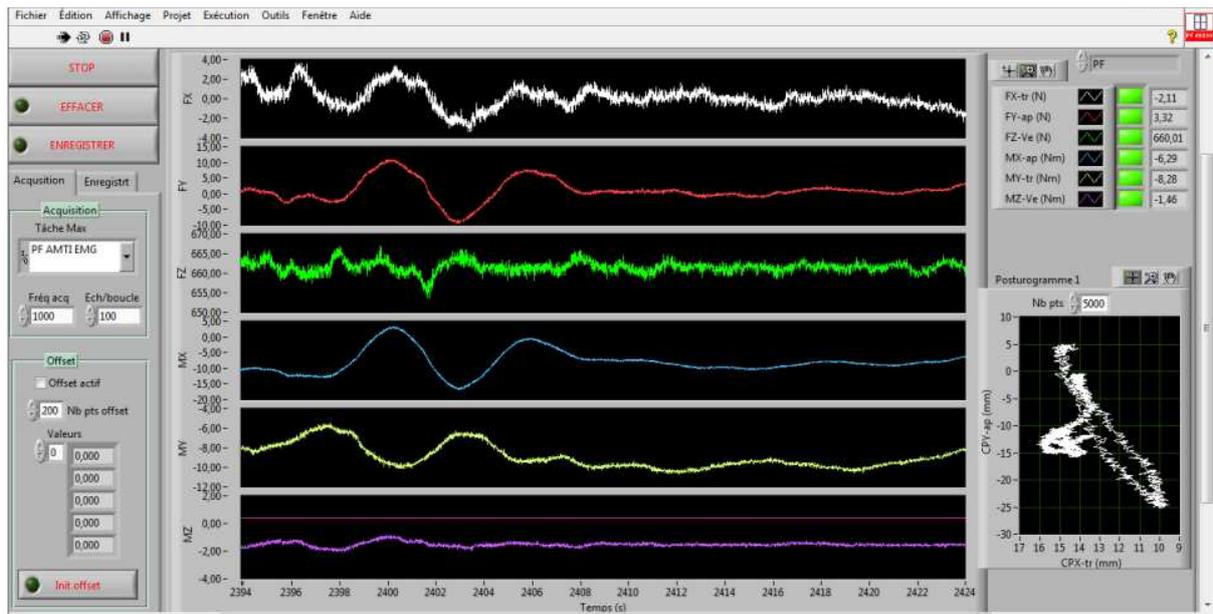
V_m: vitesse moyenne du CP dans le plan horizontal.

$$V_m = \frac{L}{N * dt}$$

$$\text{Avec } L = \sum_{i=2}^N \sqrt{(X_i - X_{i-1})^2 + (Y_i - Y_{i-1})^2}$$

Ces indices sont calculés à partir d'un programme spécifique écrit à l'aide du logiciel LabVIEW (**Figure 35**).

(A)



(B)

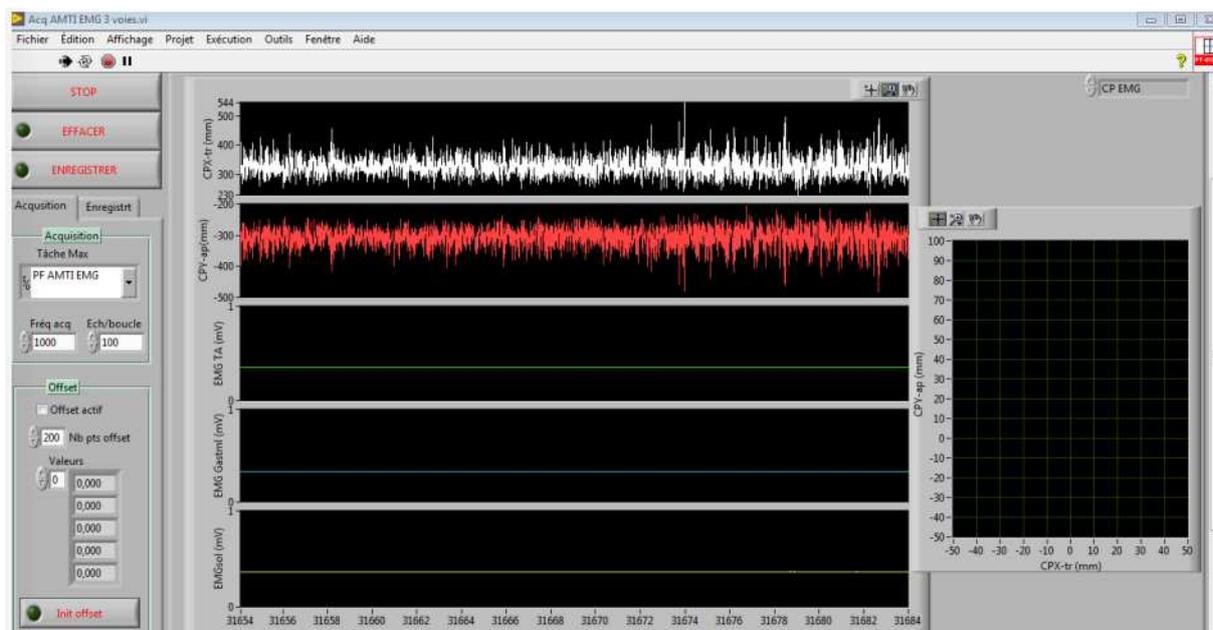


Figure 35. Enregistrement posturo-graphique 11 voies à l'aide du logiciel LabVIEW.

A.) Les canaux sur les forces (F) et moments de force (M) selon les axes x , y et z (F_x , F_y , F_z et M_x , M_y , M_z);

B.) Les canaux sur les déplacements du centre des pressions selon les axes antéro-postérieur (CP_y -ap) et médio-latéral (CP_x -tr), et sur l'électromyogramme du muscle Tibialis anterior (TA), Gastrocnemius medialis ($GasM$), et Soleus (Sol).

3.2. Analyse statistique

L'analyse statistique consistait en une analyse de variance (ANOVA) à mesures répétées à un facteur (inclinaison de la surface d'appui au sol), avec cinq modalités : H0, DF7, DF15, PF7 et PF15. L'ANOVA a été réalisée à l'aide du logiciel JASP version 0.16.1.0. Lorsque la différence statistique était atteinte, l'analyse était suivie d'un test statistique de contraste simple avec H0 comme condition de référence. Le niveau de différence statistiquement significative a été fixé pour un risque d'erreur inférieur à 5% ($p < 0,05$).

4. RESULTATS

4.1 Données EMG

L'ANOVA à mesures répétées a montré un effet significatif de la surface inclinée sur l'EMG normalisé pour les trois muscles cibles, avec des valeurs plus élevées pour les conditions dans lesquelles le muscle était raccourci (**Figure 36** et **Tableau 2**). Plus précisément, l'analyse des contrastes a révélé pour le TA une augmentation entre H0 et DF15 ($p < 0,01$), pour le GasM une augmentation entre H0 et PF15 ($p < 0,01$) et pour le Sol une augmentation entre H0 et PF7 ($p < 0,05$) et H0 et PF15 ($p < 0,001$). En outre, les extenseurs de la cheville ont montré des valeurs plus faibles pour les conditions dans lesquelles ils étaient allongés, avec une différence significative entre H0 et DF15, à la fois pour le GasM et Sol ($p < 0,05$). Ces variations étaient visibles dans les tracés de l'EMG pour le TA, le GasM et le Sol (**Figure 37**).

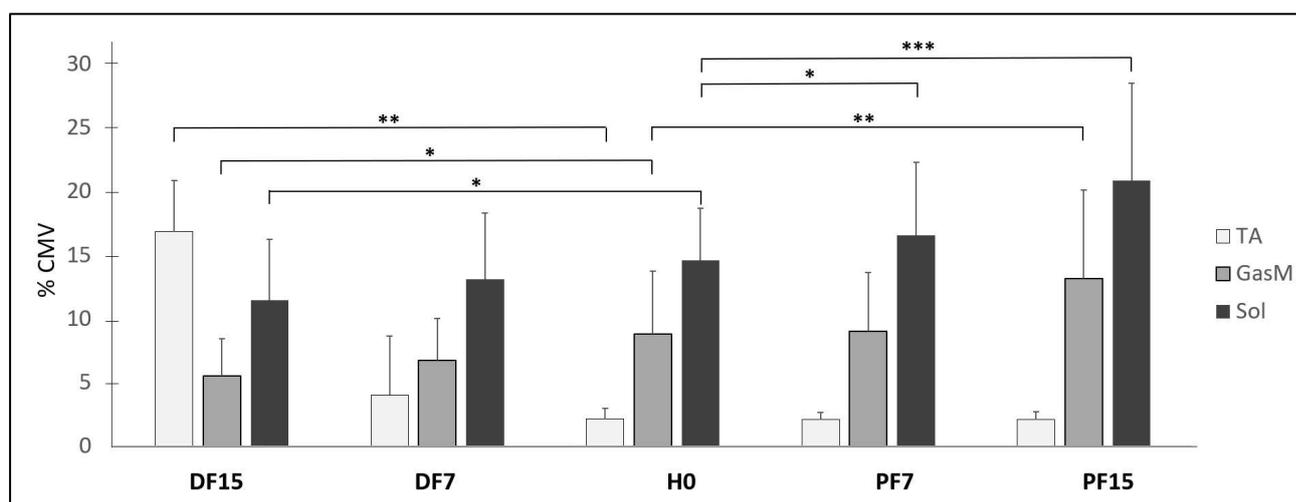


Figure 36. EMG normalisé (% de la contraction maximale volontaire ou CMV) en fonction de l'inclinaison de la surface.

L'EMG du Tibialis anterior (TA), du Soleus (Sol) et du Gastrocnémien medialis (GasM) est présenté dans chaque condition de surface inclinée : condition de référence (H0), flexion dorsale à 7° (DF7) et 15° (DF15), flexion plantaire à 7° (PF7) et 15° (PF15), (* $p < 0,05$, ** $p < 0,01$ et *** $p < 0,001$).

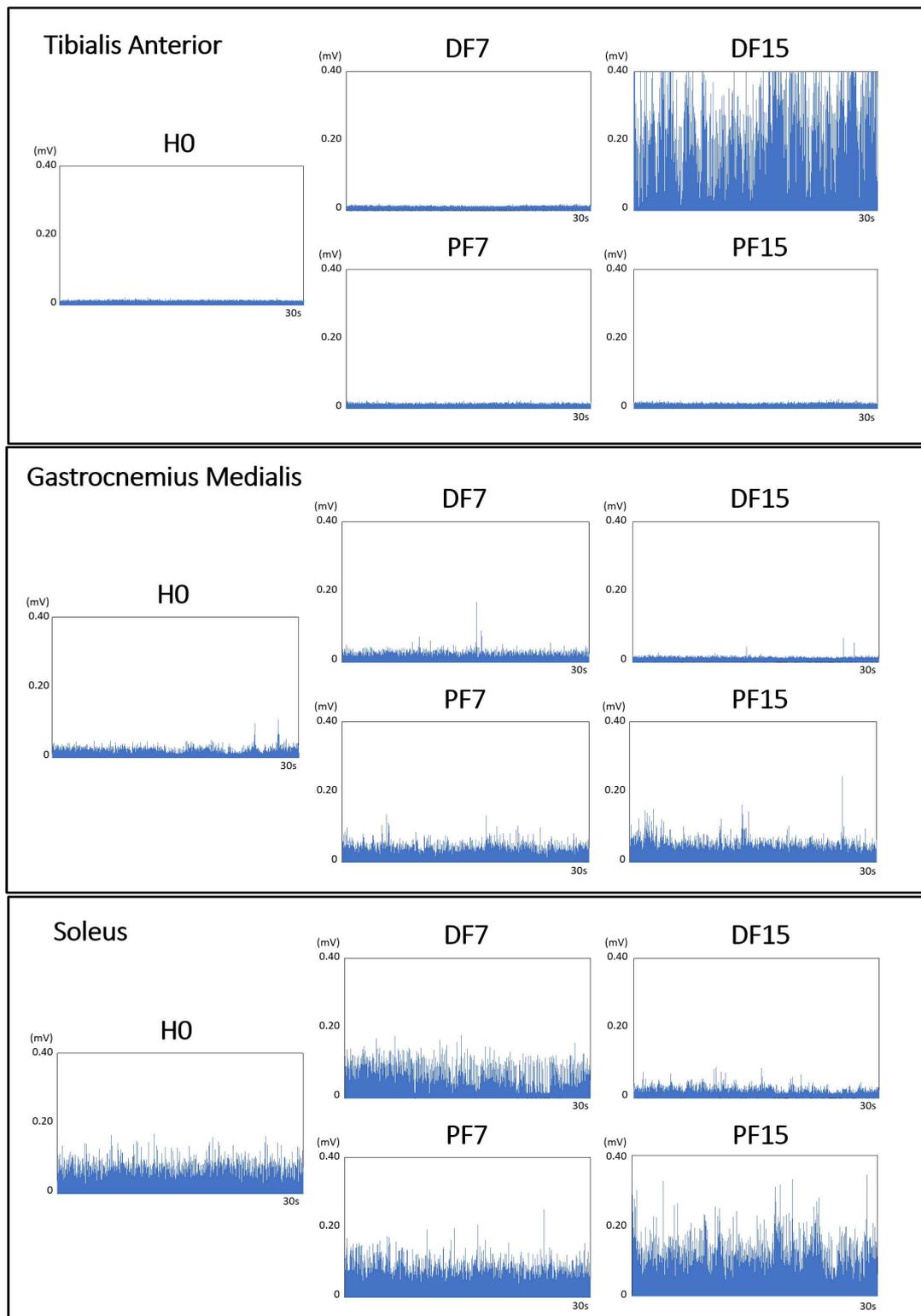


Figure 37. Tracés représentatifs du signal EMG redressé sur 30 secondes du Tibialis anterior, Gastrocnemius medialis et Soleus.

Les données sont présentées en millivolts (mV) dans chaque condition d'inclinaison de la surface : condition de référence (H0), flexion dorsale à 7° (DF7) et 15° (DF15), flexion plantaire à 7° (PF7) et 15° (PF15).

Tableau 2. EMG moyen rectifié du Tibialis anterior (TA), du Gastrocnemius medialis (GasM) et du Soleus (Sol) dans toutes les conditions de l'inclinaison de la surface.

	TA (%CMV)	p	GasM (%CMV)	p	Sol (%CMV)	p
H0	2.18 ± 0.81		8.81 ± 4.93		14.60 ± 4.10	
DF15	16.84 ± 4.04	*	5.51 ± 2.92	*	11.46 ± 4.80	**
DF7	4.04 ± 4.61	NS	6.76 ± 3.27	NS	13.11 ± 5.22	NS
PF7	2.09 ± 0.60	NS	9.02 ± 4.66	NS	16.56 ± 5.73	**
PF15	2.10 ± 0.60	NS	13.18 ± 6.95	**	20.87 ± 7.62	***

Les valeurs moyennes ± écarts types sont exprimées en pourcentage de la valeur moyenne obtenue dans la condition MVC. Les conditions de l'inclinaison de la surface sont : condition de référence (H0), flexion dorsale à 7° (DF7) et 15° (DF15), flexion plantaire à 7° (PF7) et 15° (PF15), (* $p < 0,05$, ** $p < 0,01$, *** $p < 0,001$ et NS = non significatif).

4.2 Données posturographiques

L'inspection visuelle de la trajectoire du CP suggère que la position moyenne du CP (X0 et Y0) est corrélée avec la direction et l'amplitude de la surface inclinée. En considérant H0 comme la condition de référence, le posturogramme est apparu déplacé en avant lors de l'inclinaison en avant ou flexion plantaire (PF7 et PF15), et en arrière lors de l'inclinaison en arrière ou flexion dorsale (DF7 et DF15), avec des déviations maximales pour les niveaux de surface d'appui inclinée les plus élevés (DF15 et PF15) (**Figure 38**). L'analyse ultérieure des paramètres posturographiques évaluant la position moyenne, la déviation et la vitesse a confirmé cette tendance et mis en évidence des variations plus spécifiques.

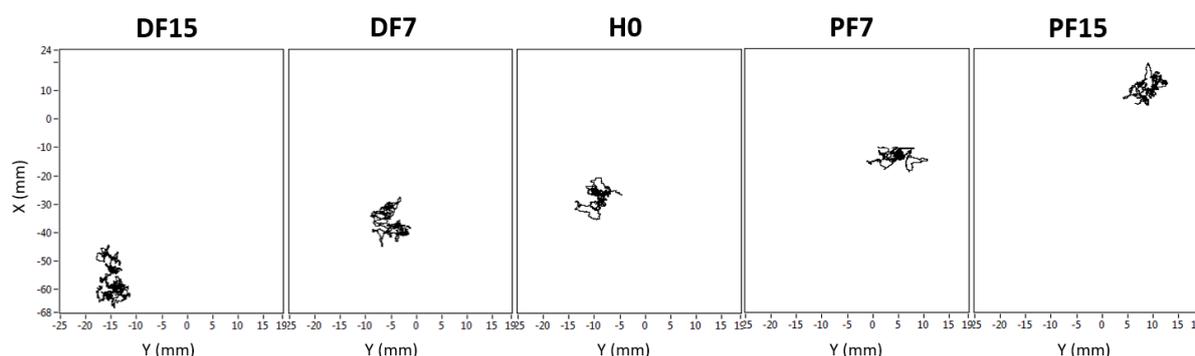


Figure 38. Traces représentatives de la trajectoire du CP sur 30 secondes dans toutes les conditions expérimentales de surface inclinée.

De gauche à droite : flexion dorsale à 15° (DF15) et 7° (DF7), condition de référence (H0), flexion plantaire à 7° (PF7) et 15° (PF15). X et Y représentent l'axe antéro-postérieur et l'axe médio-latéral, respectivement.

L'analyse de la variance avec des contrastes simple a révélé un effet global de la surface inclinée sur la position moyenne du CP selon l'axe antéro-postérieur (X0) ($p < 0,001$). L'analyse des contrastes a révélé des valeurs significativement plus élevées en inclinaison en avant ($p < 0,001$ en PF7 et $p < 0,01$ en PF15) et des valeurs plus faibles en inclinaison en arrière ($p < 0,01$ en DF7 et $p < 0,001$ en DF15) (**Figure 39** et **Tableau 3**) avec les valeurs les plus faibles en DF15 et les plus élevées en PF15. En d'autres termes, le CP est déplacé vers la direction de la surface d'appui inclinée, vers l'arrière pour l'inclinaison en arrière et vers l'avant pour le l'inclinaison en avant. Selon l'axe médio-latéral (Y0), un effet global significatif a également été observé ($p < 0,05$), mais l'analyse de contraste n'a montré qu'une diminution significative de DF15 par rapport à H0. Comme le côté droit correspond à des valeurs négatives pour l'axe médio-latéral de la plateforme de force, cela signifie que le CP a été déplacé vers la droite en DF15.

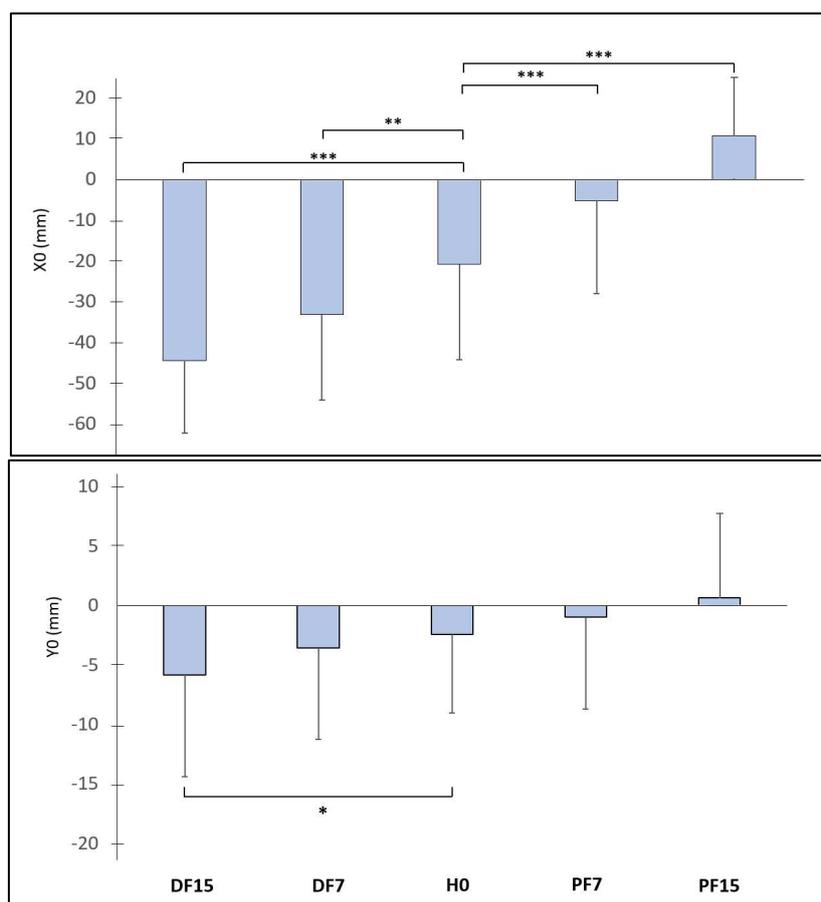


Figure 39. Position moyenne du CP au long des axes antéro-postérieur (X0) et médio-latéral (Y0) en millimètres (mm) en fonction de l'inclinaison de la surface d'appui.

Les conditions de l'inclinaison de la surface sont : condition de référence (H0), flexion dorsale à 7° (DF7) et 15° (DF15), flexion plantaire à 7° (PF7) et 15° (PF15), (* $p < 0,05$, ** $p < 0,01$ et *** $p < 0,001$).

Comme suggéré par l'inspection des données brutes, le déplacement moyen du CP selon l'axe antéro-postérieur (X_m) était également sensible à la surface d'appui inclinée ($p < 0,001$). Cependant, l'analyse de contraste simple a révélé que le paramètre n'était augmenté que dans la condition d'inclinaison maximale d'inclinaison en arrière (DF15), par rapport à H0 ($p < 0,01$) (**Figure 40**). Étonnamment, des valeurs plus faibles ont été observées dans la condition d'inclinaison en avant à 7° (PF7) ($p < 0,01$), alors qu'aucune variation significative n'a eu lieu dans PF15. Selon l'axe médio-latéral, un effet global a également été constaté pour le paramètre Y_m ($p < 0,05$), mais l'analyse des contrastes a révélé une différence significative uniquement entre H0 et DF15, avec des valeurs plus élevées en DF15 (**Figure 40** et **Tableau 3**).

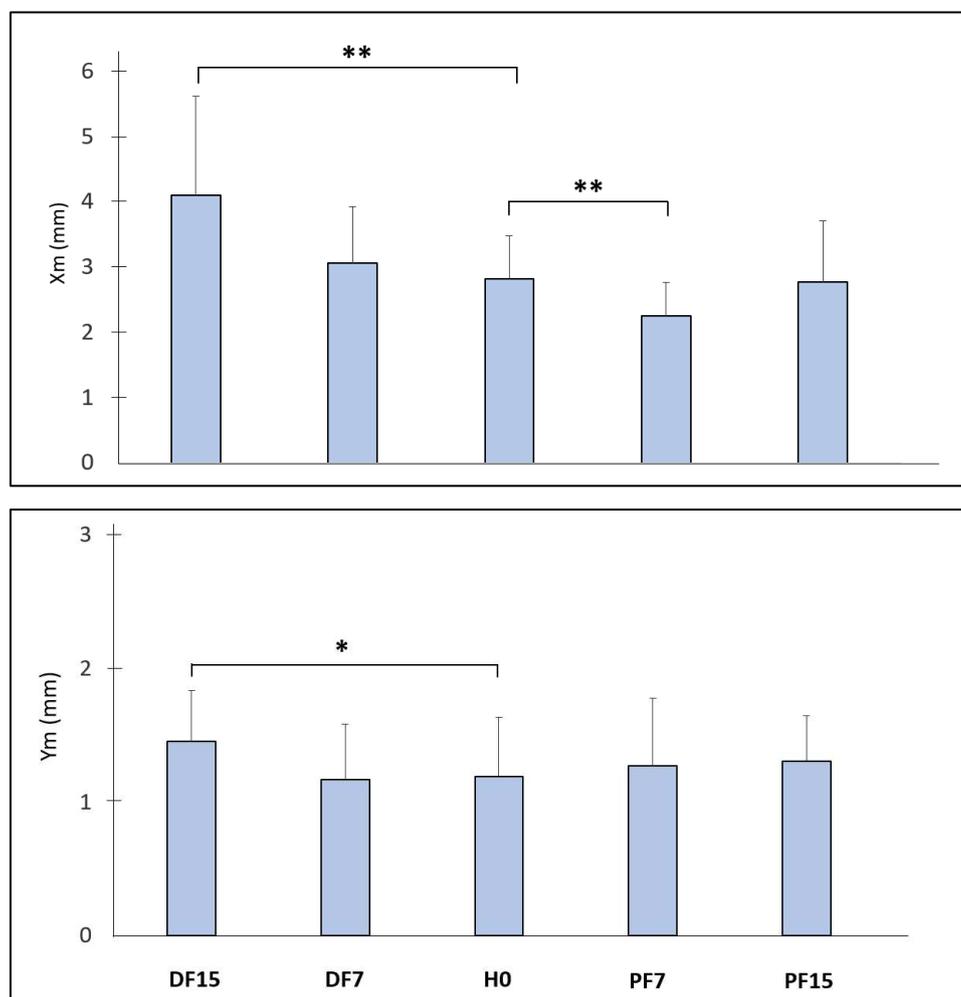


Figure 40. Déplacements moyens du CP le long des axes antéro-postérieur (X_m) et médio-latéral (Y_m) en fonction des surfaces inclinées.

Les conditions de l'inclinaison de la surface sont : condition de référence (H0), flexion dorsale à 7° (DF7) et 15° (DF15), flexion plantaire à 7° (PF7) et 15° (PF15), (* $p < 0,05$ et ** $p < 0,01$).

La vitesse moyenne (V_m) a également montré un effet global pour l'inclinaison de la surface d'appui ($p < 0,05$), mais avec des valeurs plus élevées dans les deux conditions de flexion dorsale (DF7 et DF15) (**Figure 41** et **Tableau 3**). Les moyennes observées en condition de flexion plantaire étaient très proches de celles de H0 et aucune variation significative n'a dû être notée.

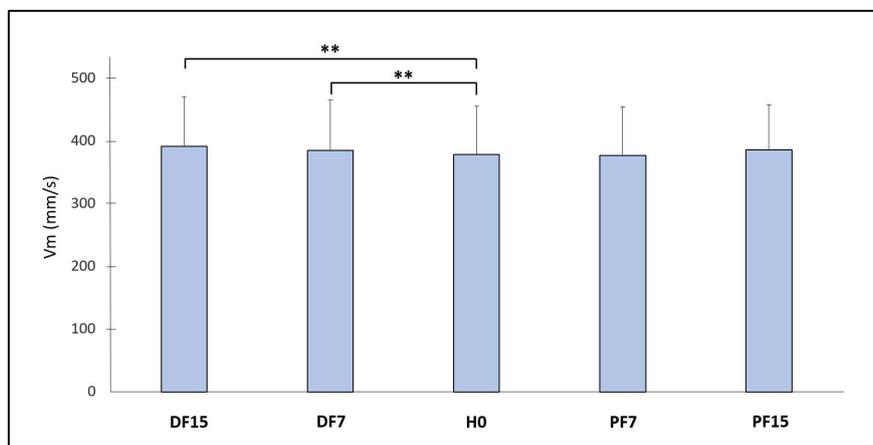


Figure 41. Vitesse moyenne des déplacements du CP dans l'axe antéro-postérieur (V_m) dans chaque condition expérimentale.

Les conditions de l'inclinaison de la surface sont : condition de référence (H0), flexion dorsale à 7° (DF7) et 15° (DF15), flexion plantaire à 7° (PF7) et 15° (PF15), (** $p < 0,01$).

Tableau 3. Paramètres posturographiques en fonction de la pente de la surface.

	X0 (mm)	p	Y0 (mm)	p	Xm (mm)	p	Ym (mm)	p	Vm (mm/s)	p
H0	-20.82 ± 23.43		-2.43 ± 6.60		2.83 ± 0.66		1.20 ± 0.44		378.16 ± 77.57	
DF15	-44.43 ± 17.82	***	-5.79 ± 8.55	*	4.11 ± 1.51	**	1.46 ± 0.38	*	391.84 ± 79.06	**
DF7	-33.15 ± 20.95	**	-3.53 ± 7.70	NS	3.06 ± 0.86	NS	1.17 ± 0.41	NS	384.86 ± 80.13	**
PF7	-5.16 ± 22.89	***	-0.97 ± 7.72	NS	2.25 ± 0.51	**	1.27 ± 0.51	NS	376.64 ± 77.78	NS
PF15	10.73 ± 25.08	***	0.69 ± 7.67	NS	2.77 ± 0.94	NS	1.31 ± 0.34	NS	385.71 ± 71.86	NS

Les valeurs moyennes ± écarts types sont exprimées comme une position moyenne en millimètres (mm) parmi les conditions expérimentales : condition de référence (H0), flexion dorsale à 7° (DF7) et 15° (DF15), flexion plantaire à 7° (PF7) et 15° (PF15). Les paramètres posturographiques sont : la position moyenne du CP selon les axes antéro-postérieur (X0) et médio-latéral (Y0), l'écart moyen du CP selon les axes antéro-postérieur (Xm) et médio-latéral (Ym), et la vitesse moyenne du CP dans le plan horizontal (V_m). Les valeurs P de l'analyse de contraste simple, avec H0 comme condition de référence, sont présentées. (* $p < 0,05$, ** $p < 0,01$, *** $p < 0,001$ et NS = non significatif).

5. DISCUSSION

L'objectif de cette étude était d'évaluer l'effet des surfaces inclinées rencontrées dans la vie quotidienne sur l'équilibre postural et l'activité des trois principaux muscles fléchisseurs/extenseurs de la cheville. L'hypothèse initiale était que le maintien de la posture sur une surface inclinée induit une diminution de la stabilité posturale, accompagnée de variations de l'activité des muscles agonistes et antagonistes. Ces résultats se sont vus partiellement vérifiés puisque l'effet négatif sur l'équilibre postural n'est apparu que lors des conditions de flexion dorsale.

Les surfaces inclinées modifient la position et les déplacements du CP. L'analyse des paramètres de position moyenne posturographique (X0 et Y0) a révélé que le centre des pressions (CP) était déplacé en fonction de la direction de la surface inclinée, c'est-à-dire vers l'avant pour l'inclinaison en avant (PF7 et PF15) et vers l'arrière pour l'inclinaison en arrière (DF7 et DF15). L'amplitude du déplacement du CP a également été influencée par les valeurs de l'angle avec des variations plus importantes à 15° qu'à 7°. Ce phénomène suggère que la compensation de la surface inclinée par la mobilité des chevilles, pour maintenir les jambes près de l'axe vertical, n'était pas complète. Ceci pourrait être lié à la tension passive des tissus mous (ex. muscles, ligaments et capsule articulaire) associée à la flexion dorsale ou plantaire de la cheville, qui sont susceptibles d'attirer les jambes vers la direction de la pente. En termes d'équilibre corporel, le déplacement du CP vers le sens de l'inclinaison limiterait la base de sustentation effective du pied décrite dans les travaux fondateurs de Whitney (1962) et donc la marge de sécurité avant la chute face à des perturbations internes ou externes.

Ces résultats sont en accord avec l'étude de Gefen et al. (2002) et Joseph et Nightingale (1956) qui ont suggéré que l'augmentation de l'activité musculaire du Soleus chez les femmes qui portent des talons hauts pourrait être due au déplacement vers l'avant du centre de masse. En plus, nos résultats sont aussi en accord avec l'étude de Gallagher et al. (2013), qui ont trouvé que se tenir sur une surface inclinée vers l'avant (orteils vers le bas) provoquait une flexion du tronc et du rachis lombaire, alors qu'une surface inclinée vers l'arrière (orteils vers le haut) provoquait une extension du rachis lombaire et du tronc. Cependant, ils diffèrent des travaux de Mezzarane et Kohn, (2007) qui ont utilisé des surfaces inclinées à 14° et ont rapporté une inclinaison plus importante du corps vers l'avant en flexion dorsale et une plus faible en flexion plantaire. Nous pouvons donc considérer que pour une surface d'appui inclinée de façon

importante, il existe un risque de déplacer le CP hors du polygone de sustentation si l'on suit la direction de la pente. Le système nerveux central (SNC) pourrait alors commander un déplacement du corps dans la direction opposée à la pente pour éviter le risque d'être attiré hors de la base d'appui par la tension des tissus mous étirés. Dans ce cas, l'inclinaison corporelle vers l'avant impliquerait d'autres articulations que la cheville, par exemple les hanches ou la colonne vertébrale.

Les données posturographiques évaluant les déplacements du CP ont révélé que les surfaces inclinées vers l'arrière (pieds en flexion dorsale) nuisaient à l'équilibre postural avec une augmentation significative du déplacement du CP selon les axes antéro-postérieur (X_m , $p < 0,01$ dans DF15 par rapport à H0) et médio-latéral (Y_m , $p < 0,05$ dans DF15 par rapport à H0), ainsi que de la vitesse moyenne du CP (V_m , $p < 0,01$ dans DF15 par rapport à H0). Au contraire les surfaces inclinées vers l'avant (pieds en flexion plantaire) ont entraîné des valeurs plus faibles de X_m en comparant PF7 à H0 ($p < 0,01$), ce qui suggère un meilleur équilibre postural en PF7. A notre connaissance, ces résultats, montrant un effet opposé selon la direction de l'inclinaison de la surface, n'ont pas encore été décrits dans la littérature. En effet, la plupart des études ont montré une stabilité réduite en explorant à la fois des surfaces inclinées vers l'avant et vers l'arrière (Baldrige & King, 2022; da Costa Barbosa & Vieira, 2017; Dutt-Mazumder et al., 2016; King et al., 2020; Mezzarane & Kohn, 2007; Sasagawa et al., 2009), ou uniquement des surfaces inclinées vers l'avant (Gallagher & Callaghan, 2016; P. I. Simeonov et al., 2003) et vers l'arrière (Frames et al., 2013; Lu et al., 2015; Simeonov et al., 2009; Simeonov et al., 2003; Wade et al., 2014; Wade & Davis, 2009). Cependant, les angles de pente dans toutes ces expériences étaient supérieurs à 7° : 10° (Baldrige & King, 2022; Dutt-Mazumder et al., 2016; Sasagawa et al., 2009), 14° (da Costa Barbosa & Vieira, 2017; Mezzarane & Kohn, 2007), 16° (Gallagher & Callaghan, 2016; Nelson-Wong & Callaghan, 2010), 18° (Choi, 2008; Lin & Nussbaum, 2012; Simeonov et al., 2009; Simeonov et al., 2003), 20° (Baldrige & King, 2022; Dutt-Mazumder et al., 2016; Frames et al., 2013), 25° (Baldrige & King, 2022; Dutt-Mazumder et al., 2016; King et al., 2020), 26° (Choi, 2008; Lin & Nussbaum, 2012; Simeonov et al., 2009; Simeonov et al., 2003; Wade et al., 2014; Wade & Davis, 2009), 34° (Choi, 2008; Simeonov et al., 2009; Simeonov et al., 2003) et 35° (Dutt-Mazumder, 2019; Dutt-Mazumder et al., 2016). Ces angles de pente inclinée se concentrent plutôt sur les conditions rencontrées dans les travaux de toiture, alors que des valeurs plus

faibles sont toutefois rencontrées dans les situations de la vie quotidienne (ex. rampe d'accès, rue, piéton, ..., etc.).

5.1. Des facteurs biomécaniques et neurophysiologiques

L'effet perturbateur des surfaces inclinées sur l'équilibre corporel pourrait être lié à des facteurs biomécaniques et neurophysiologiques. D'un point de vue biomécanique, la cheville en DF15 devrait être en position de verrouillage (closed-pack) (King et al., 2020; Krishnan et al., 2012) en raison de la rotation vers l'arrière du calcaneum et de l'amplitude maximale de mouvement étant égale à $11,6^\circ$ à $14,7^\circ$ en flexion dorsale (Soucie et al., 2011). Il faudrait alors une activité accrue du TA pour maintenir la position de la cheville à cet angle contre la résistance des tissus passifs de l'articulation, comme en témoignent des valeurs significativement plus élevées de l'EMG du TA en DF15 par rapport à H0. Une position de verrouillage et un niveau d'activité musculaire plus élevé devraient augmenter la rigidité de l'articulation et limiter le jeu articulaire nécessaire à la « stratégie de cheville » utilisée pour stabiliser la posture du corps (Horak & Macpherson, 1996). De plus, l'inclinaison de la surface d'appui réduit la longueur du polygone de sustentation qui est égale au cosinus de la longueur des pieds multiplié par le cosinus de l'angle d'inclinaison (règles de trigonométrie dans un triangle rectangle). Une reprogrammation des mécanismes de stabilisation tenant compte de ces nouveaux paramètres mécaniques serait alors nécessaire. Cette hypothèse est conforme au point de vue de Simeonov et al., (2003) qui ont déclaré que la surface inclinée réduit le polygone de sustentation et l'amplitude des mouvements du CG avant le risque chute. D'un point de vue neurophysiologique, on peut considérer une variation de l'entrée somatosensorielle liée à la surface inclinée comme le suggèrent Simeonov et al., (2003). En effet, on peut émettre l'hypothèse que le déplacement du CP vers le talon en DF15 altère la précision des informations fournies par la plante de pied pour localiser le CP, car les seuils mécaniques sont plus élevés dans la zone du talon (Strzalkowski et al., 2018). Selon la même étude, il existe également une augmentation des afférences plus importantes au niveau des orteils par rapport au talon, ce qui suggère une précision moindre au niveau du talon. En outre, l'inclinaison de la surface d'appui au sol vers l'arrière ou vers l'avant induit des forces de cisaillement supplémentaires, qui peuvent créer un décalage dans l'interprétation des signaux des mécanorécepteurs destinés à localiser le CP.

Outre la plante du pied, la proprioception de la cheville en particulier l'activité des fuseaux musculaires est bien connue pour son rôle dans l'équilibre postural. Des expériences utilisant la vibration des tendons d'Achille, supposée stimuler les fuseaux musculaires (Burke, 1978), ont entraîné des mouvements illusoire d'inclinaison du corps et à des réactions posturales (Eklund, 1972). L'étirement du Triceps surae en DF7 et DF15 pourrait sur-stimuler les fuseaux dans des conditions statiques inhabituelles et rendre plus difficile l'interprétation des variations résultant des oscillations posturales.

5.2. Le cas particulier de l'inclinaison à faible amplitude en flexion plantaire

L'absence d'effet perturbateur sur l'équilibre postural associé à la flexion plantaire en PF15 peut surprendre car elle devrait également induire des forces de cisaillement sur la plante du pied et conduire à une activité plus élevée du Sol et du GasM, qui sont des antagonistes du TA. Cependant, le jeu articulaire de la cheville ne devrait pas être aussi altéré qu'en DF15 car l'amplitude maximale du mouvement est de 53,2° à 63,6° en flexion plantaire alors qu'elle n'est que de 11,6° à 14,7° en flexion dorsale (Soucie et al., 2011). En outre, l'augmentation de l'EMG du Sol et du GasM en PF15 par rapport à H0 est relativement faible (+5% pour le GasM et +6% pour le Sol) par rapport à la forte variation du TA en DF15 (+15%). Par conséquent, le risque d'une mobilité limitée de la cheville due à une raideur articulaire ou musculaire devrait être faible en PF15 avec des conséquences négligeables sur la stratégie de cheville impliquée dans le contrôle postural (Horak & Macpherson, 1996). Cette différence entre les conditions DF15 et PF15 est en accord avec l'étude de Dutt-Mazumder et al. (2016), qui a rapporté un plus grand déplacement du CP dans la condition des orteils vers le haut que dans la condition des orteils vers le bas. Il convient également de noter que les chaussures actuelles offrent un soutien talonnier minimal qui induit mécaniquement une flexion plantaire, ce qui fait de PF7 une condition plus habituelle et naturelle pour les participants.

5.3. Une variation d'activité musculaire liée à la relation tension/longueur

Les données EMG ont montré une augmentation des valeurs des trois muscles testés lorsqu'ils étaient raccourcis (DF15 pour TA, PF15 pour GasM et PF7, PF15 pour Sol). Les extenseurs (GasM et Sol) ont également affiché des valeurs plus faibles lorsqu'ils étaient étirés (DF15). L'activité plus élevée du TA en DF15 pourrait être nécessaire pour stabiliser

l'articulation dans une position de verrouillage, mais ainsi qu'être liée à la relation tension-longueur du muscle (Bouisset & Maton, 1996). D'après le modèle de Hill, la tension active produite par le sarcomère est plus faible dans les positions d'allongement ou de raccourcissement du muscle. En revanche, la tension passive produite par la composante élastique parallèle augmente en fonction de la longueur du muscle avec des valeurs maximales dans la position étirée. Par conséquent, dans la position raccourcie (DF pour le TA et PF pour le Sol et le GasM) pour lesquelles la partie active est peu efficace et la composante passive présente une faible tension, le niveau d'activité musculaire doit être élevé pour maintenir le même niveau de contraction. A l'inverse, dans la position étirée pour lesquelles la tension passive est très élevée (DF pour Sol et GasM et PF pour TA), le niveau de contraction active nécessaire est plus faible.

6. CONCLUSION

Cette première étude suggère que l'inclinaison de la surface d'appui vers l'arrière altère l'équilibre postural et nécessite une plus grande activité du TA pour stabiliser l'articulation de la cheville. À l'inverse, l'inclinaison de la surface d'appui vers l'avant est moins susceptible d'affecter l'équilibre et pourrait à l'inverse induire un effet positif pour des angulations faibles équivalentes au port de talons. Ces résultats pourraient avoir des implications dans les domaines de la rééducation et de l'accessibilité.

« Etude 2 »

Effet de la station debout sur surfaces inclinées dans le plan frontal sur l'équilibre postural et sur les activités musculaires des membres inférieurs

Etude 2 : Effet de la station debout sur surfaces inclinées dans le plan frontal sur l'équilibre postural et sur les activités musculaires des membres inférieurs

RESUME

INTRODUCTION : Les effets des surfaces inclinées sur le contrôle postural sont principalement étudiés selon le plan sagittal par rapport à la position de référence du corps humain, alors que l'on retrouve fréquemment des situations de la vie quotidienne où les surfaces sont inclinées dans le plan frontal. Dans ces conditions, un changement des positions articulaires doit s'opérer de manière asymétrique entre les deux membres inférieurs afin de compenser l'élévation unilatérale de la surface d'appui. L'objectif de cette étude était d'analyser l'effet des surfaces inclinées dans le plan frontal sur l'équilibre postural, ainsi que sur les positions angulaires et l'activité musculaire des membres inférieurs.

METHODES : 15 sujets sains (8 femmes et 7 hommes) ($26,64 \pm 2,45$ ans) ont réalisé un examen posturographique associé à un électromyogramme (EMG) de surface du Tibialis anterior (TA), Soleus (Sol), Rectus femoris (RecF) et Biceps femoris (BiF) et à une mesure par électrogoniomètre des angles articulaires des genoux et des chevilles. Le plan expérimental a fait varier l'inclinaison de la surface d'appui dans le plan frontal dans cinq conditions différentes : 0° (H0), inclinaison vers le côté droit à 7° et 15° (RI7 et RI15), et gauche à 7° et 15° (LI7 et LI15).

RESULTATS : Les résultats ont montré que le centre de pression était déplacé vers le côté de l'inclinaison de la surface d'appui, avec un déplacement à droite en RI et à gauche en LI. Comparativement à la condition H0, l'écart moyen (Y_m) et la vitesse moyenne du CP selon l'axe médio-latéral (V_m -ml) sont apparus plus élevés dans les conditions d'inclinaison (RI et LI, $p < 0,001$). L'analyse goniométrique a montré que l'inclinaison du plateau était associée à une flexion de hanche et de cheville du côté où le plateau était surélevé.

CONCLUSION : Les résultats suggèrent une adaptation de la position angulaire des genoux et des chevilles pour compenser l'asymétrie induite par l'inclinaison de la surface d'appui dans le plan frontal. Ceci n'est pourtant pas suffisant pour éviter un transfert de poids du côté de l'inclinaison, et une diminution de l'équilibre postural attestée par l'augmentation des oscillations posturales.

Mots clés : équilibre postural, équilibre, posturographie, cheville, cuisse, surface inclinée, muscle, EMG, électrogoniomètre, position articulaire d'articulation, perception de stabilité.

1. INTRODUCTION

Lors des activités quotidiennes, le corps peut se retrouver dans une position debout non seulement sur une surface inclinée dans le plan sagittal (voir étude 1) mais également dans le plan frontal. Il suffit que le corps soit positionné à 90° par rapport au plan de l'inclinaison, pour que celle-ci soit alors située dans le plan frontal par rapport à la position anatomique de référence. C'est le cas lors de la traversée d'une route ou d'un chemin pentu. L'inclinaison de la surface d'appui au sol dans le plan frontal se distingue de l'inclinaison de la surface dans le plan sagittal par ses effets asymétriques sur les membres inférieurs. Le maintien de l'horizontalité du bassin implique en effet une compensation aux niveaux des membres inférieurs, qui devrait entraîner une triple flexion hanche/ genou/ cheville du côté opposé à l'inclinaison (Menez et al., 2020). Ces changements de positions articulaires sont susceptibles d'entraîner un transfert de poids du côté fléchi aboutissant à une asymétrie d'appui. De plus, la position fléchie d'un membre inférieur nécessite une action de stabilisation musculaire de la position flexion puisque l'écart entre la ligne de gravité et les axes articulaires va créer un couple déséquilibrant supérieur à celui rencontré en position d'extension des membres inférieurs. On notera également que dans la position debout de référence, la ligne de gravité passe en avant du genou au milieu de l'articulation coxo-fémorale, ne nécessitant pas d'action compensatrice des extenseurs de hanche et de genou (Le Huec et al., 2019). Ces asymétries d'appui, de position angulaire et d'activité musculaire sont susceptibles de perturber les mécanismes d'équilibration et en particulier les stratégies de hanche et de cheville décrites avec une position symétrique des membres inférieurs (référence sur stratégies hanche et cheville). A l'appui de cette hypothèse, on pourra noter qu'une répartition asymétrique du poids nuit au contrôle postural lors d'une position debout sur une surface horizontale (Anker et al., 2008; Blaszczyk et al., 2000; Genthon & Rougier, 2005). On pourra également considérer que la position fléchie d'un membre inférieure va créer d'avantage d'instabilité dans le plan frontal, en supprimant notamment le verrouillage du genou associé à son extension complète et en modifiant l'organisation de la chaîne articulée. Une augmentation des déplacements du CP selon l'axe médio-latéral pourrait donc être attendue.

Quelques études pertinentes se sont précédemment intéressées à ce dernier. Premièrement, Lin et Nussbaum (2012) ont réalisé une expérience en utilisant des amplitudes de l'inclinaison de la surface d'appui de 0°, 18° et 26° dans le plan frontal. Cependant, les participants se tenaient pieds joints qui ne semble assez éloigné d'une position naturelle. Deuxièmement, l'étude de

Simeonov et al. (2009) a analysé les effets de l'inclinaison dans un plan oblique situé en les plans frontal et sagittal chez des ouvriers du bâtiment, et ont décrit une augmentation des oscillations posturales dans diverses sous-conditions imposées (yeux ouverts et fermés, avec ou sans référence visuelle). Dans aucune de ces études, une analyse EMG ou une analyse goniométrique n'ont été conduites. Il y a donc un vrai manque de la littérature scientifique dans l'exploration de ce phénomène.

Dans la continuité de l'étude 1 de cette thèse, l'objectif de cette second série expérimentale sera d'explorer l'effet de surfaces inclinées dans le plan frontal sur la position angulaire et l'activité musculaire des membres inférieurs, ainsi que sur la position moyenne et les déplacements du centre de pressions. Il a été émis l'hypothèse que les surfaces inclinées induisent systématiquement une flexion du genou et de la cheville côté surélevés, ainsi qu'une augmentation de l'activité des extenseurs de ces deux articulations. Ces variations devraient avoir pour conséquence d'altérer l'équilibre postural, en particulier dans le plan frontal.

Le protocole expérimental consistera en examen posturographique dans différentes conditions d'inclinaison de la surface d'appui, en association avec un enregistrement goniométrique des genoux et des hanches et à un examen EMG de surface des principaux fléchisseurs et extenseurs de ces articulations.

2. MATERIEL ET METHODE

2.1. Participants

2.1.a. Critères de sélection des participants

Critères d'inclusion :

1. Participants hommes ou femmes en bonne santé âgés de 18 à 35 ans ;
2. Bonne condition physique, sans antécédent de pathologie pouvant altérer l'équilibre postural et la fonction des membres inférieurs.

Critères d'exclusion :

1. Toute pathologie susceptible d'altérer la fonction du système musculosquelettique ou du système nerveux ;
2. Antécédents médicaux concernant le système musculosquelettique et le système nerveux au cours des 2 dernières années ;
3. Séquelles de pathologie susceptibles d'influencer la condition physique et le contrôle postural ;
4. Traitement médicamenteux pouvant influencer le contrôle de l'équilibre ;
5. Limite du mouvement articulaire de la cheville ;
6. Consommation d'alcool dans les 12 heures précédant l'expérimentation.

Pour tous ces critères, les participants étaient interrogés lors de la prise de rendez-vous et préalablement à l'expérimentation. Les informations personnelles de chaque sujet sont notées dans la fiche participant après anonymisation. Tous les participants ont donné leur consentement éclairé avant de participer à ces expériences.

2.1.b. Caractéristiques de la population étudiée

15 sujets sains (8 femmes et 7 hommes) ont participé à cette étude. L'âge, la masse, la taille et l'indice de masse corporelle (moyenne \pm SD) était de 26,64 \pm 2,45 ans, 74,91 \pm 20,58 kg, 168,09 \pm 6,48 cm et 22,60 \pm 2,00, respectivement. 14 sujets étaient droitiers et 1 sujet était gaucher. Ils n'avaient pas de restriction articulaire de la mobilité de la cheville et ne présentaient pas de trouble qui interfèrent avec l'équilibre. Les caractéristiques des participants sont présentées dans le **Tableau 4**. Les participants ont été recrutés par la faculté des sciences du sport de l'Université Paris Saclay (doctorants du Laboratoire CIAMS), l'Hôpital Paul Brousse, par relations personnelles, ou en réponse à la plaquette de l'annonce (**Annexe 3**).

Le protocole expérimental a été approuvé par le comité d'éthique local, CER Paris-Saclay, avec la référence CER-Paris-Saclay-2023-497. Un consentement éclairé écrit a été obtenu de chaque participant, conformément à la déclaration d'Helsinki.

Tableau 4. Caractéristiques des participants de l'étude 2.

N° sujet	Sexe	Âge	Poids (kg)	Taille (cm)	IMC	MS dominant
1 KYU	H	24	79	176	25,5	Gauche
2 LMO	F	26	74	160	28,9	Droit
3 HRM	F	31	59	160	23	Droit
4 NHU	F	31	54	162	20,58	Droit
5 TYA	F	24	57	166	20,69	Droit
6 ADE	F	26	52	160	20,31	Droit
7 LSH	H	23	71	178	22,41	Droit
8 SLA	H	28	84	180	25,93	Droit
9 TBU	F	27	58	177	18,5	Droit
10 TDE	H	30	62	165	22,77	Droit
11 OEL	F	24	66	174	21,8	Droit
12 LQU	H	26	66	168	23,38	Droit
13 AHA	H	26	71	173	23,72	Droit
14 AFA	F	24	54	158	21,63	Droit
15 MBO	H	24	66	182	19,93	Droit
Moyenne ± SD		26,67 ± 2,28	65,17 ± 8,17	168,83 ± 6,81	22,60 ± 2,00	

2.2. Dispositif expérimental

2.2.a. Plateforme de force

Idem étude 1

2.2.b. Système d'acquisition

Idem étude 1

2.2.c. Système d'inclinaison

Le plateau incliné est le même dispositif que celui utilisé pour l'expérience de l'étude 1, qui est un plan inclinée réglable à 0, 7° et 15°. Dans cette étude, il est fixé sur la plateforme de force sur laquelle il est orienté différemment selon l'inclinaison choisie (avant, arrière, droite ou gauche). Des lignes de repères tracées sur le système d'inclinaison et sur le plateau de forces, permettent un placement identique d'une expérimentation à l'autre (**Figure 42**).

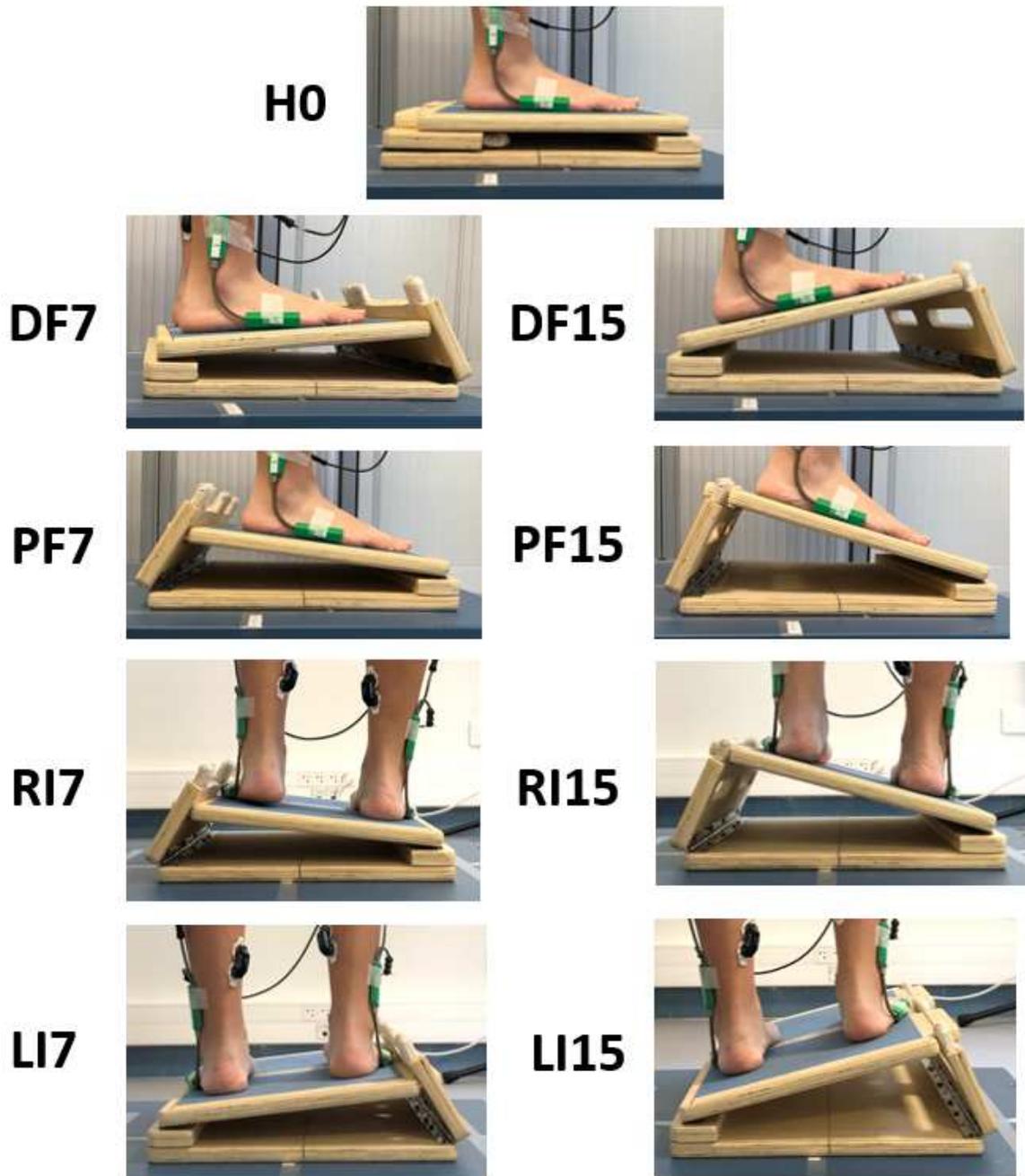


Figure 42. Système d'inclinaison les différentes conditions expérimentales.

H0 (condition de référence), DF7 et DF15 (Flexion dorsale à 7° et 15°), PF7 et PF15 (Flexion plantaire à 7° et 15°), RI7 et RI15 (inclinaison sur le côté droit à 7° et 15°), et LI7 et LI15 (inclinaison sur le côté gauche à 7° et 15°).

2.2.d. Electromyogramme (EMG)

Les électrodes EMG *Cometa*® ont été utilisées pour mesurer l'activité des muscles fléchisseurs et extenseurs du genou de la cheville (**Figure 43**), (cf. partie 2.3 Examen électromyographique).



Figure 43. Huit électrodes EMGs sans fils non-invasive Cometa®.

Rectus femoris (jambe droite et gauche) = 01 et 02, *Biceps femoris* (jambe droite et gauche) = 03 et 04, *Tibialis anterior* (jambe droite et gauche) = 05 et 06, et *Soleus* (jambe droite et gauche) = 07 et 08.

2.2.e. Electrogoniomètre

Ils ont permis la mesure de la position angulaire des chevilles et des genoux en flexion/extension lors de l'examen posturographique, à l'aide des électrogoniomètres SG150 et SG110 (Biometrics Ltd.) (**Figure 44**). Les données de ces mesures étaient synchronisées avec les données provenant des autres dispositifs grâce à une interface compatible (**Figure 45** et **Figure 46**). Cela permettait un accès instantané aux données au moyen du logiciel développé en environnement LabVIEW (**Figure 47**).

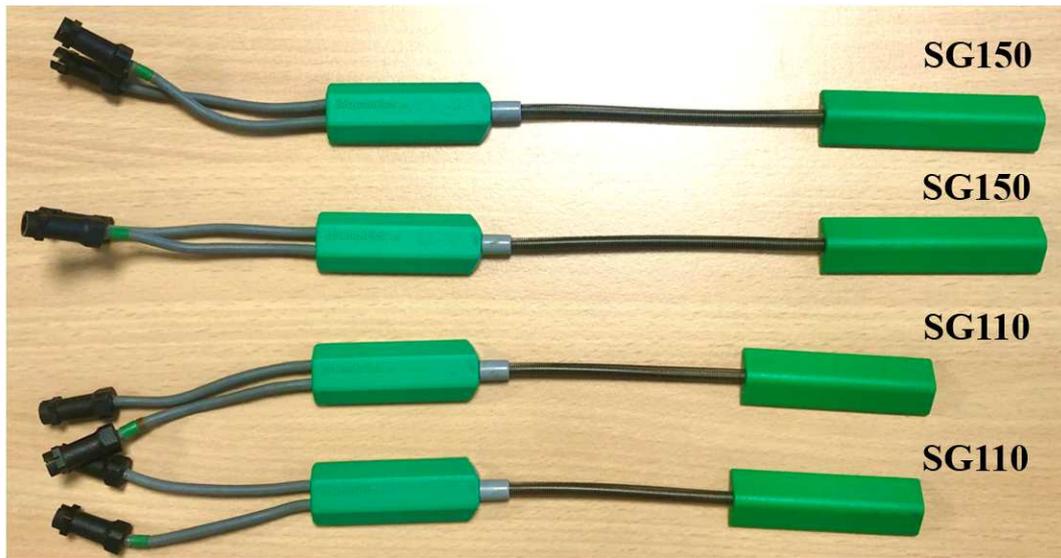


Figure 44. Electrogoniomètres SG150 (pour l'articulation du genou) et SG110 (pour l'articulation de la cheville), Biometric Ltd.

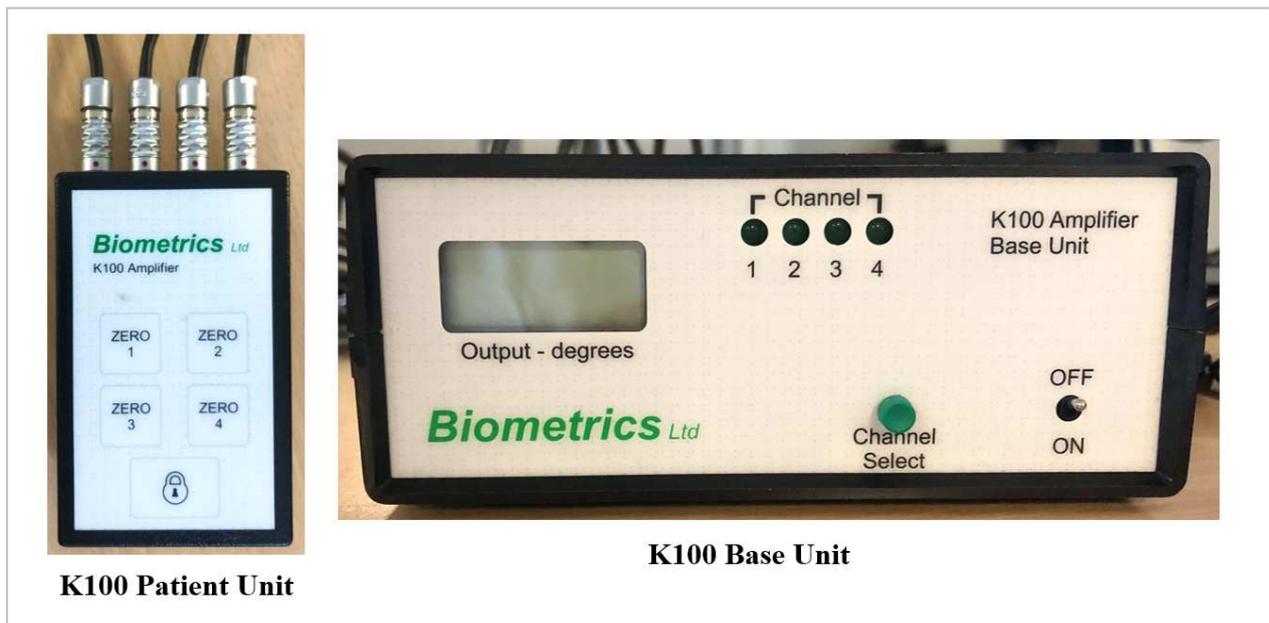


Figure 45. Amplificateur Patient Unit K100 (gauche) et Base Unit (droite) K100 avec 4 chanel, Biometrics Ltd.

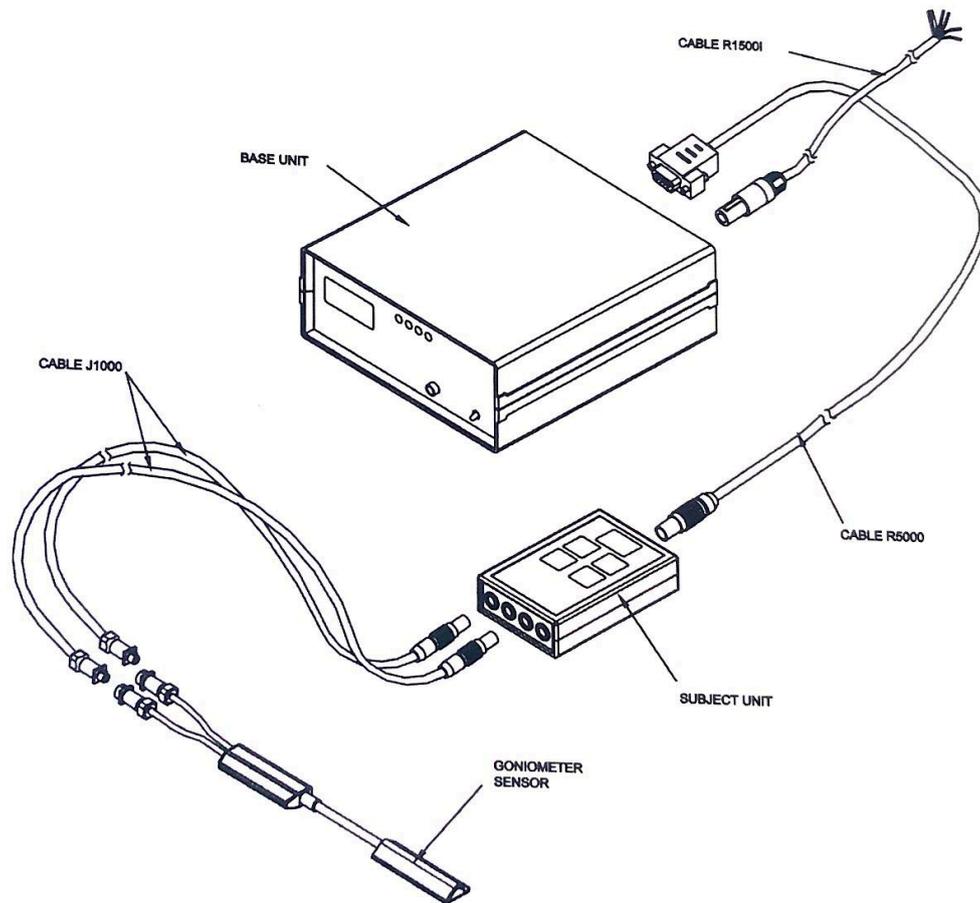


Figure 46. L'ensemble du système laboratoire Biometrics, Ltd. permet une examination en temps réel fiable des données de l'angulation articulaire.

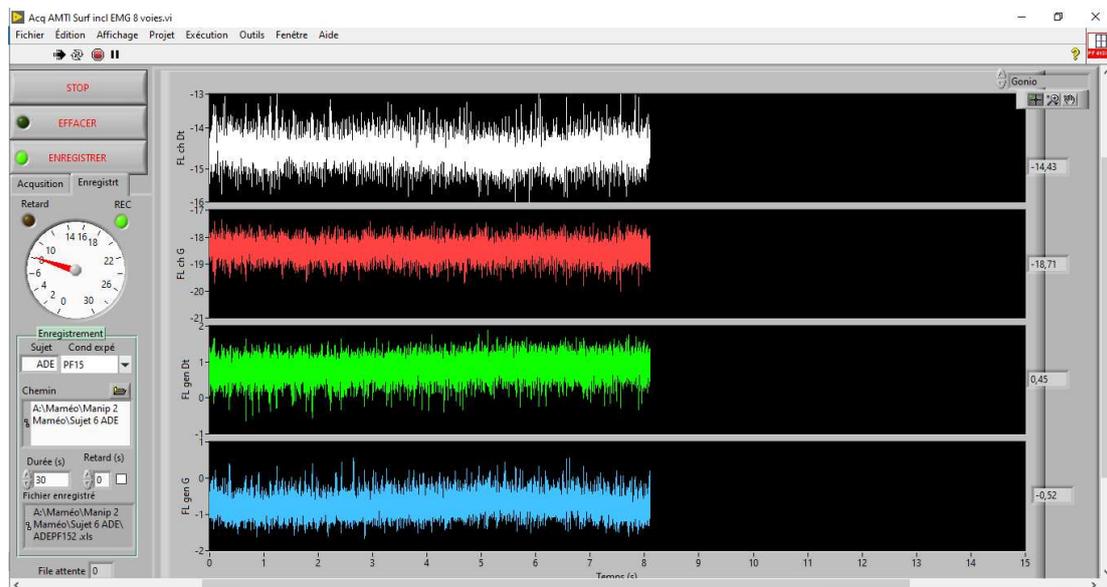


Figure 47. Données brutes des électrognomètres des genoux et chevilles affichées sur LabVIEW.

Pose des capteurs des électrogoniomètres:

1. Cheville (SG110) :

- **Branche supérieure :** parallèlement à une ligne imaginaire entre la tête de la fibula et la malléole latérale ;
- **Branche inférieure :** parallèlement au bord latéral du pied passant par la base de 5^{ème} métatarse.

2. Genou (SG150) :

- **Branche supérieure :** parallèlement à une ligne imaginaire passant par le grand trochanter et le condyle latéral du fémur ;
- **Branche inférieure :** parallèlement à une ligne imaginaire passant par la tête de la fibula et la malléole latérale.

Les quatre électrogoniomètres sont fixés au moyen de double face en position debout (**Figure 48**). Pour l'installation des capteurs sur la peau des sujets, la préparation de la peau peut être nécessaire dans certains cas, en rasant et dégraissant la peau afin que les capteurs soient bien attachés à la peau.

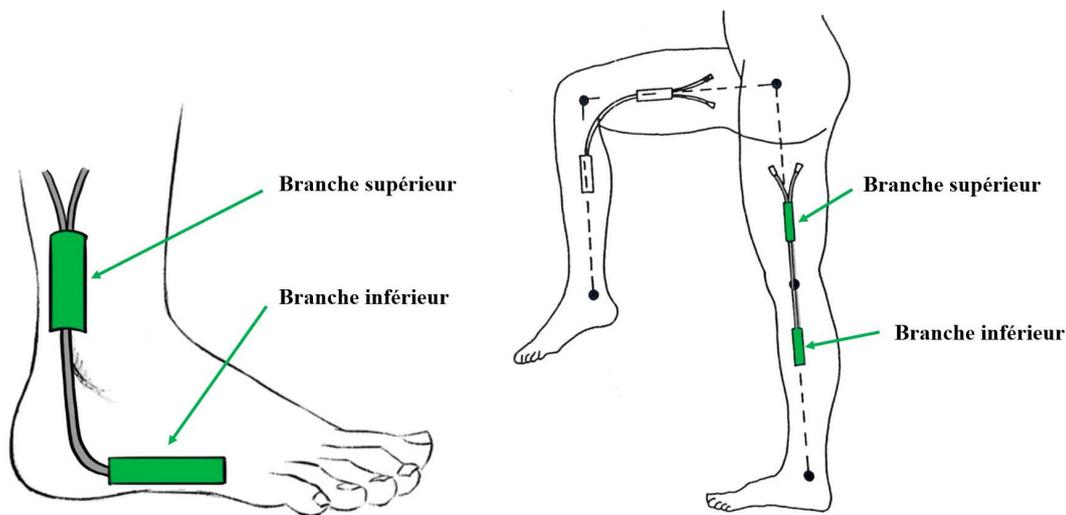


Figure 48. Placement des capteurs électrogoniomètres au niveau de la cheville (SG110) et du genou (SG150).

Une fois les capteurs posés, un offset était réalisé en position de debout avec cheville à 90° et hanche et genou à 0°. Ainsi l'ensemble des valeurs angulaires pour cette position de référence étaient à 0°.

2.3. Examen électromyographique

Les données provenant du système EMG *Cometa*® ont été visualisées et traitées à l'aide de deux programmes réalisés en environnement Labview (**Figure 49**).

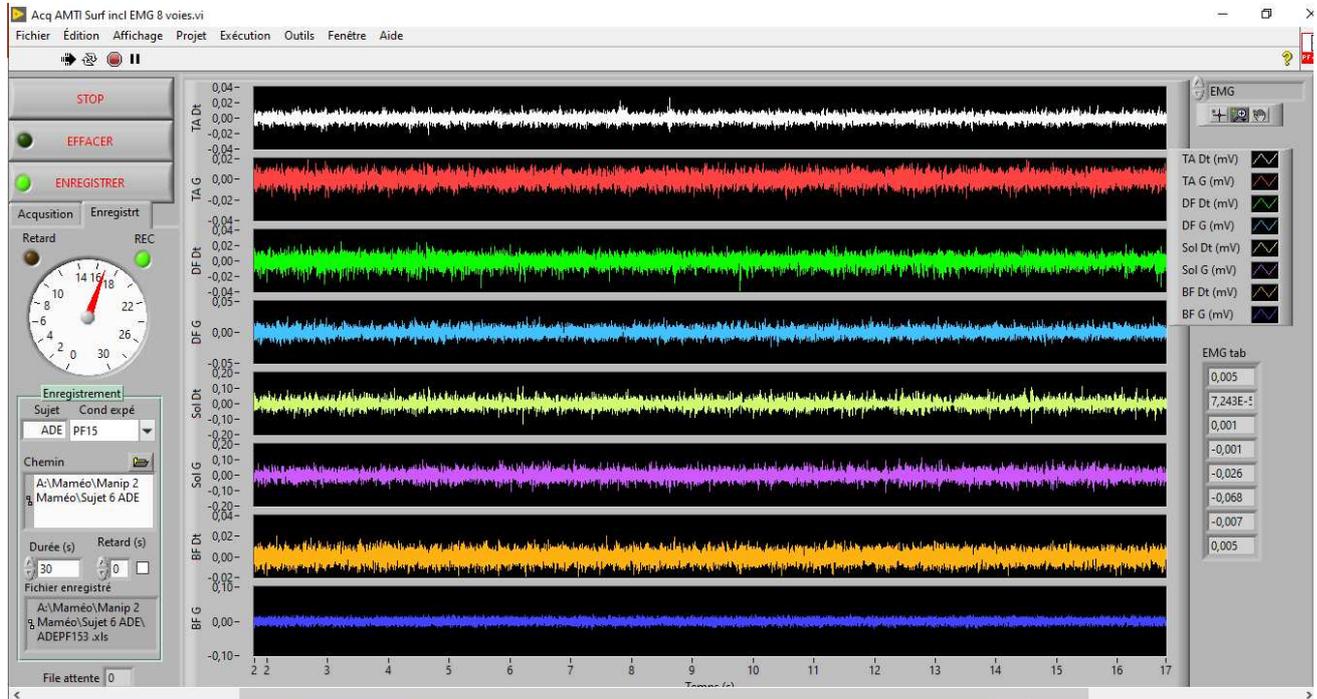


Figure 49. Données brutes des activités musculaires des membres inférieurs à 8 voies (muscles bilatérales) à l'aide des électrodes EMG *Cometa*® sur le logiciel LabVIEW.

2.3.a. Choix des muscles

Les enregistrements ont porté sur quatre muscles posturaux des membres inférieurs, ayant révélé une activité significative lors de mesures effectuées au cours de la station debout sur différentes conditions d'inclinaison expérimentales. On trouve ainsi les muscles principaux du genou et de la cheville : Rectus femoris (RecF), Biceps femoris (BiF), Tibialis anterior (TA) et Soleus (Sol). Les enregistrements ont été effectués de manière bilatérale des membres inférieurs.

2.3.b. Recueil et amplification des signaux EMG

Il s'agit de la même méthode que pour l'expérience de l'étude 1.

2.3.c. Préparation de la peau et placement des électrodes

L'emplacement pour placer les électrodes EMG non-invasive sur les muscles ciblés (d'après Barbero et al., 2012) (**Figure 50**):

1. **Rectus femoris** : au milieu de la ligne reliant l'Épine Iliaque Antéro Supérieure au bord supérieur de la patella ;
2. **Biceps femoris** : au milieu de la ligne reliant la tubérosité ischiatique au condyle latéral du tibia ;
3. **Soleus** : 1/3 inférieur de la ligne reliant le condyle médial du fémur à la malléole médiale ;
4. **Tibial anterior** : 1/3 supérieur de la ligne reliant la malléole médiale à la tête de la fibula.

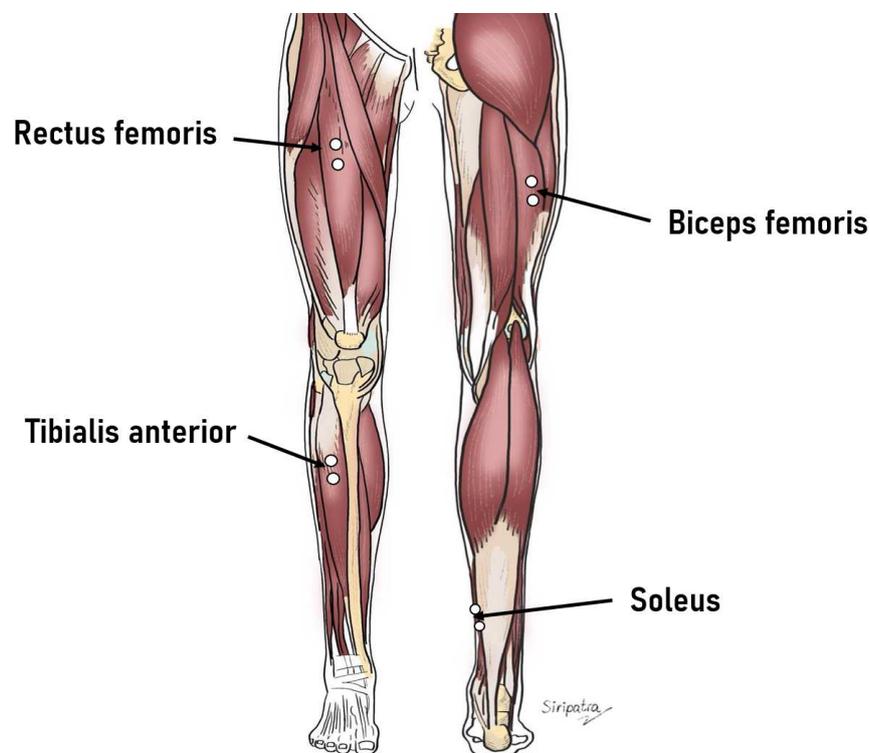


Figure 50. Anatomie du muscle Rectus femoris, Biceps Femoris, Tibialis anterior et Soleus sur lesquelles l'emplacement pour placer les électrodes EMG non-invasive.

2.3.d. Acquisition et traitement des signaux

Idem étude 1

2.3.e. Test de contraction maximale volontaire analytique

Idem étude 1

2.3.f. Normalisation de l'EMG

Pour permettre la normalisation des signaux EMG par leurs valeurs maximales, le test CMV a été réalisé. Pour le TA, le sujet était en décubitus dorsal, genoux en extension, et devait ensuite exercer une flexion dorsale contre résistance de l'expérimentateur. Pour le Sol, le sujet était en décubitus ventral avec le genou fléchi à 90° du côté actif, et devait exercer une flexion plantaire contre l'expérimentateur. Pour le RecF, le sujet était en position couchée, hanche en flexion à 30° et genou en extension. Le sujet devait exercer une flexion de la hanche et une extension du genou contre la force de résistance de l'expérimentateur. Pour le BiF, ils ont été effectués en décubitus dorsal avec le genou fléchi à 45°. Le sujet devait exercer une flexion du genou contre l'expérimentateur. Des enregistrements EMG ont ensuite été réalisés pendant tous les tests posturographiques. Pour chaque muscle, la moyenne des EMGs rectifiés a été calculée à partir des enregistrements complets, et les valeurs ont été exprimées en pourcentage des données obtenues dans la condition CMV.

2.4. Perception du niveau de stabilité

En complément des examens précédents à titre indicatif, les participants devaient évaluer leur perception du niveau de stabilité immédiatement après avoir réalisé chaque condition expérimentale en renseignant un tableau (**Figure 51**). Ils devaient choisir le chiffre, allant de 0 (aucune stabilité) à 10 (très stable), qui se rapprochait le plus de leur perception.

Cond.	Perception du niveau de stabilité										
	0	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
H0											
DF7											
DF15											
PF7											
PF15											
RI7											
RI15											
LI7											
LI15											

(0 = aucune, 10 = très forte)

Remarques :

Figure 51. Questionnaire sur le niveau de stabilité perçu après chaque condition.

Les participants doivent indiquer leurs perceptions du niveau de stabilité immédiatement après chaque condition.

2.5. Protocole expérimentale

2.5.a. Conditions expérimentales

9 conditions expérimentales faisant varier l'inclinaison de la surface d'appui ont été utilisées :

1. Horizontal, condition de référence (**H0**) ;
2. Inclinaison sur le côté droit à 7° (**RI7**) ;
3. Inclinaison sur le côté droit à 15° (**RI15**) ;
4. Inclinaison sur le côté gauche à 7° (**LI7**) ;
5. Inclinaison sur le côté gauche à 15° (**LI15**) ;
6. Flexion dorsale de la cheville (inclinaison en arrière) à 7° (**DF7**) ;
7. Flexion dorsale de la cheville (inclinaison en arrière) à 15° (**DF15**) ;
8. Flexion plantaire de la cheville (inclinaison en avant) à 7° (**PF7**) ;
9. Flexion plantaire de la cheville (inclinaison en avant) à 15° (**PF15**).

2.5.b. Positionnement du sujet sur le plateau

Les sujets se tiennent debout sur le plateau d'inclinaison, bras ballants avec les pieds nus et écartés à largeur des hanches, et les malléoles latérales positionnées en regard de l'axe transversal du plateau. Pour les conditions selon le plan frontal RI7, RI15, LI7 et LI15, les sujets se tiennent debout sur le plateau incliné avec la liberté de fléchir les membres inférieurs (**Figure 52**). Durant chaque essai, le sujet fixe son regard sur un disque noir de 5cm de diamètre placée à la hauteur de ses yeux sur un mur blanc distant de 1,5m du plateau.

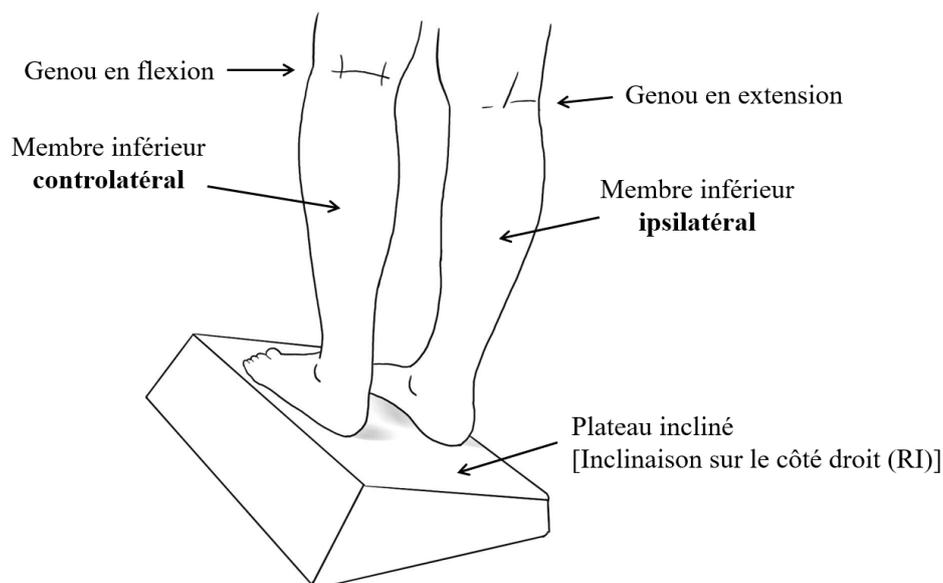


Figure 52. Exemple de position debout dans une condition d'inclinaison latérale (RI).

2.5.c. Plan expérimental

Les participants devaient passer 4 essais de 30 s chacun par condition. Ils devaient alors passer au total 36 essais (4 essais x 9 conditions expérimentales). L'ordre des conditions était aléatoire pour éviter tout effet de rang, à partir de la position de référence (H0). Le temps de repos inter-essais était de 20sec et le temps de repos inter-conditions de 2sec. La **Figure 53** montre l'examen posturographique en condition H0 avec EMGs et électrogoniomètres.

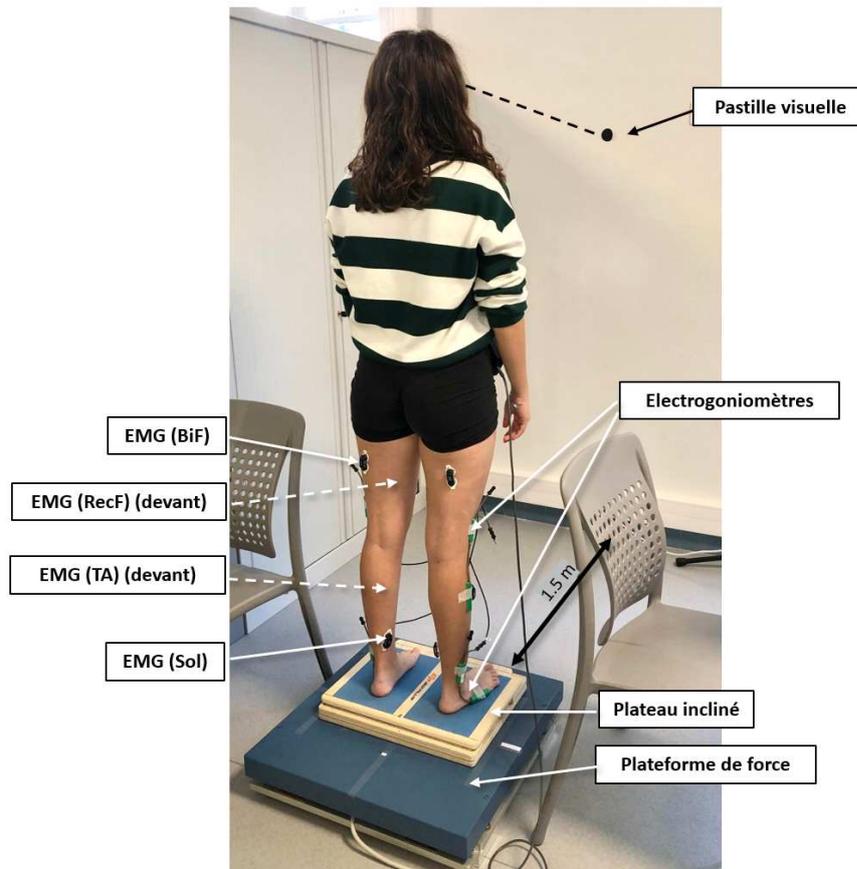


Figure 53. Examen posturographique d'un sujet en condition de référence H0. Le sujet est équipé d'électrodes EMG et d'électrogoniomètres.

2.5.d. Déroulement détaillé de l'expérimentation

1. Accueil du participant, remplissage du questionnaire permettant de vérifier que les critères d'éligibilité sont bien remplis, explication du protocole, accord et consignes.
2. Séance d'échauffement avec une série d'exercices légers impliquant l'ensemble du corps en suivant les gestes donnés sur l'affiche (**Annexe 2**).
3. Examen de la statique du sujet.
4. Pose des électrodes EMGs.

5. Test de CMV pour chaque groupe musculaire testé.
6. Pose des électrogoniomètres.
7. Examen posturographiques (**Figure 54**) : 9 conditions d'inclinaison de surface. Pour chaque condition, 4 enregistrements de 30sec, avec 20sec de repos inter-essais et 2min de repos inter-conditions.
8. Répondre au questionnaire sur le niveau de perception de la stabilité perçu après chaque condition lors d'une pause inter-condition (**Figure 51**).
9. Retrait des électrodes électrogoniomètres et EMGs.
10. Le sujet peut prendre un temps de repos sur place avant de quitter la plateforme.

La durée expérimentale est d'environ 1h30 au total.

L'ensemble des expérimentations sera dans l'Unité de Recherche CIAMS à l'Hôpital Paul Brousse, Villejuif, France.

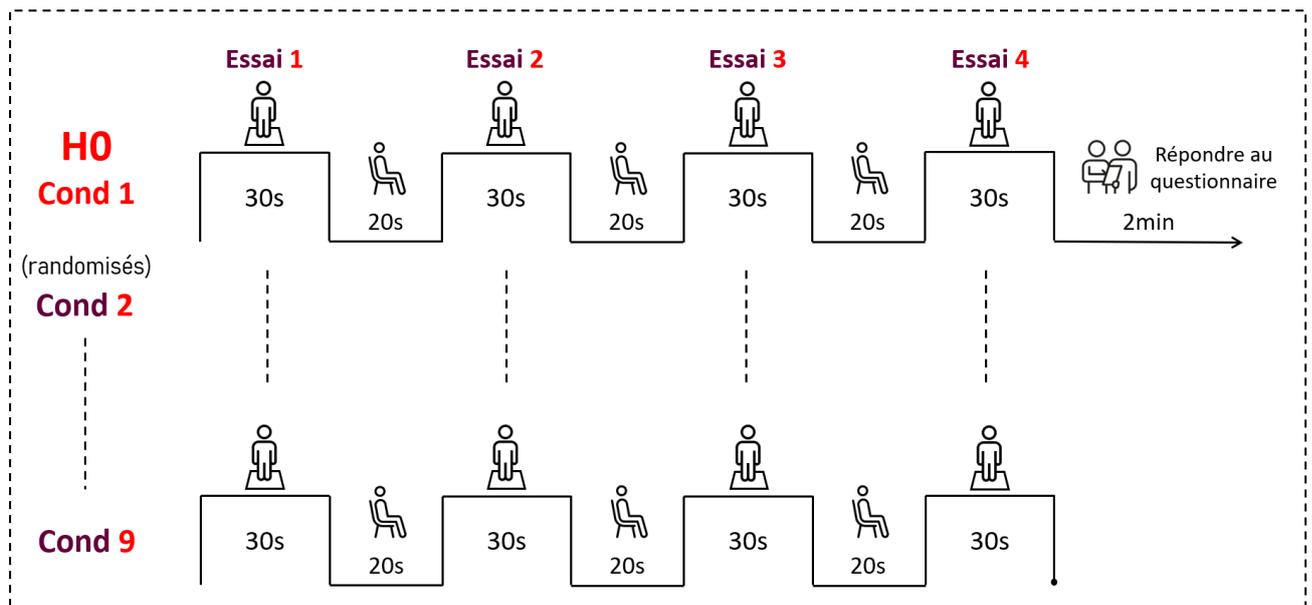


Figure 54. Exécution du protocole de l'étude 2.

3. ANALYSE DES DONNEES

3.1. Calcul des coordonnées du CP

Idem étude 1

3.2. Calcul des indices posturo-graphiques

8 indices posturo-graphiques permettant d'évaluer l'équilibre postural sont calculés dans le domaine temporel.

X0 : position moyenne du CP selon l'axe antéro-postérieur

$$X_0 = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N X_i$$

Y0 : position moyenne du CP selon l'axe transversal

$$Y_0 = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N Y_i$$

Xm : écart-moyen du CP selon l'axe antéro-postérieur

$$X_m = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N |X_i - X_0|$$

Ym : écart-moyen du CP selon l'axe transversal

$$Y_m = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N |Y_i - Y_0|$$

Vm: vitesse moyenne du CP dans le plan horizontal

$$V_m = \frac{L}{N * dt}$$

$$\text{Avec } L = \sum_{i=2}^N \sqrt{(X_i - X_{i-1})^2 + (Y_i - Y_{i-1})^2}$$

Vm-ap: vitesse moyenne du CP selon l'axe antéro-postérieur

$$V_{m-ap} = \frac{L}{N * dt}$$

$$\text{Avec } L = \sum_{i=2}^N \sqrt{(X_i - X_{i-1})^2}$$

Vm-ml: vitesse moyenne du CP selon l'axe transversal

$$V_{m-ml} = \frac{L}{N * dt}$$

$$\text{Avec } L = \sum_{i=2}^N \sqrt{(Y_i - Y_{i-1})^2}$$

3.3. Analyse statistique

L'analyse statistique consistait en une analyse de variance (ANOVA) à mesures répétées à un facteur, avec cinq modalités d'inclinaison de la surface d'appui au sol pour le plan frontal : H0, RI7, RI15, LI7, LI15 ; et cinq modalités d'inclinaison de la surface d'appui au sol pour le plan sagittal : H0, DF7, DF15, PF7, PF15. L'analyse statistique de chaque plan a été calculée séparément, l'analyse dans le plan sagittal correspondant à un simple contrôle par rapport à l'étude précédente. L'ANOVA a été réalisée à l'aide du logiciel JASP version 0.16.1.0, Pays-Bas. Lorsque la différence statistique a été atteinte, elle a été suivie d'un test statistique du contraste simple avec H0 comme condition de référence. Le niveau de différence statistiquement significative a été fixé pour un risque d'erreur inférieur à 5% ($p < 0,05$). Le coefficient de corrélation de Pearson a été utilisé pour analyser la relation entre le niveau de perception de la stabilité de chaque et la vitesse moyenne (V_m) de chaque condition expérimentale. Le niveau de signification a été fixé pour un risque d'erreur inférieur à 5% ($p < 0,05$).

4. RESULTATS

Les résultats seront principalement développés pour les conditions d'inclinaison dans le plan frontal, l'effet de l'inclinaison dans le plan sagittal ayant déjà été analysé dans l'étude précédente. L'enrichissement du protocole expérimental de mesures électrogoniométriques et d'EMG des muscles de la cuisse pourrait toutefois apporter de nouveaux éléments dans la mise en lumière des mécanismes d'adaptation.

4.1. Données électrogoniométriques

4.1.a. Effet de l'inclinaison dans le plan frontal

L'ANOVA à mesures répétées a montré un effet global sur le changement de la position angulaire des chevilles ($p < 0,001$) et des genoux ($p < 0,001$) dans le plan frontal. D'après les données fournies par les électrogoniomètres (**Tableau 5**), la position angulaire des membres inférieurs en condition H0 avoisinait systématiquement 0° (cheville à angle droit et genou en extension complète). Il est également à noter que les variations de position angulaire observées lors de l'inclinaison d'un côté étaient symétriques avec celles observées lors d'une inclinaison de l'autre côté.

Tableau 5. Position angulaire ($^\circ$) des articulations des genoux et des chevilles dans les conditions d'inclinaison latérale.

	Cheville_G ($^\circ$)	p	Genou_G ($^\circ$)	p	Cheville_D ($^\circ$)	p	Genou_D ($^\circ$)	p
H0	0,21 \pm 0,65		0,14 \pm 0,32		-0,25 \pm 0,70		-0,02 \pm 0,24	
RI7	8,74 \pm 5,30	***	13,03 \pm 4,17	***	-2,16 \pm 1,97	NS	0,77 \pm 2,96	NS
RI15	17,40 \pm 3,63	***	29,22 \pm 5,11	***	-4,72 \pm 4,11	***	-0,15 \pm 2,67	NS
LI7	-2,80 \pm 2,72	*	-0,46 \pm 1,66	NS	9,22 \pm 5,97	***	13,17 \pm 3,63	***
LI15	-5,16 \pm 3,08	***	0,29 \pm 2,98	NS	18,52 \pm 4,51	***	32,27 \pm 4,31	***

Les valeurs moyennes \pm écarts types sont exprimées en degré. Les valeurs positives correspondent à un mouvement de flexion. Les conditions d'inclinaison sont : condition de référence (H0), inclinaison sur le côté droit à 7° (RI7) et 15° (RI15) et gauche à 7° (LI7) et 15° (LI15), (* $p < 0,05$, *** $p < 0,001$ et NS = non-significatif).

Pour le membre inférieur controlatéral (membre inférieur surélevé) en condition latérale à 7° par rapport à H0, la position angulaire de la cheville gauche était en flexion dorsale de $8,74^\circ \pm 5,30$ ($p < 0,001$) (**Figure 55**) et celle du genou gauche en flexion de $13,03^\circ \pm 4,17$ ($p < 0,001$) en RI7 (**Figure 56**) ; en LI7 la position angulaire de la cheville droite était en flexion dorsale de $9,22^\circ \pm 5,97$ ($p < 0,001$) et celle du genou droit en flexion de $13,17^\circ \pm 3,63$ ($p < 0,001$).

Pour le membre inférieur ipsilatéral (membre inférieur du côté de l'inclinaison) en condition latérale à 7°, aucun effet n'a été trouvé pour le changement de la position angulaire de la cheville droite et du genou droit en RI7. Néanmoins, l'effet en LI7 a été trouvé uniquement pour le changement de la position angulaire de la cheville gauche qui était de $-2,80^\circ \pm 2,72$ ($p < 0,05$).

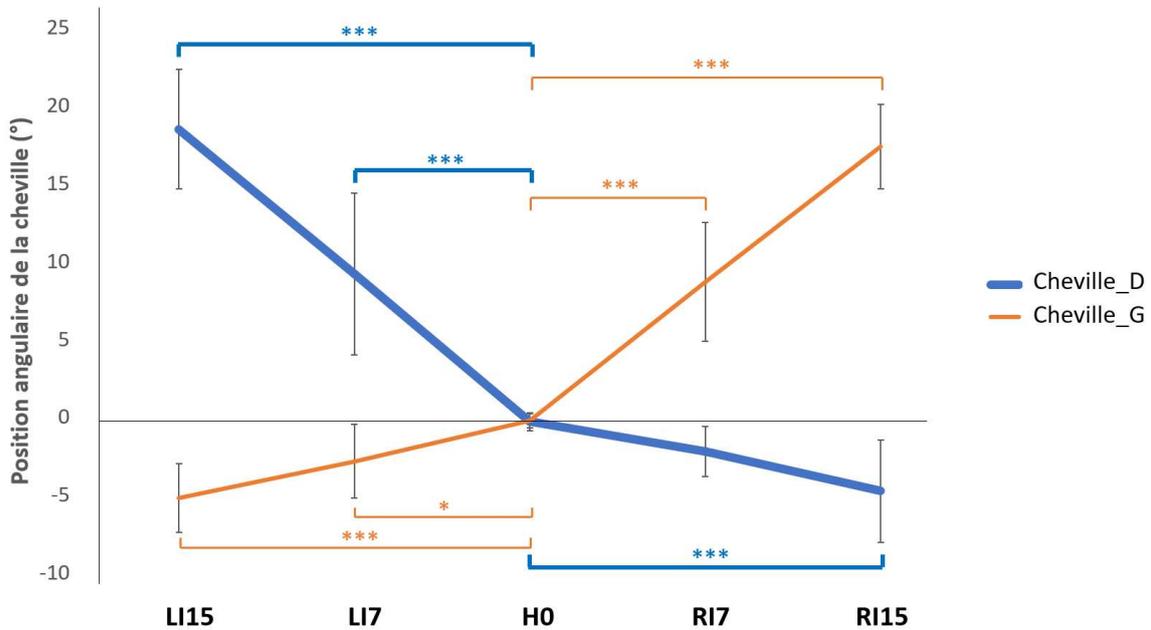


Figure 55. Position angulaire des chevilles dans les conditions d'inclinaison latérale de la surface d'appui.

Les conditions de l'inclinaison de la surface sont : condition de référence (H0), inclinaison sur le côté droit à 7° (RI7) et 15° (RI15) et gauche à 7° (LI7) et 15° (LI15). Mouvement articulaire des chevilles droite (Cheville_D°) et gauche (Cheville_G°), (* $p < 0,05$ et *** $p < 0,001$, par rapport à H0).

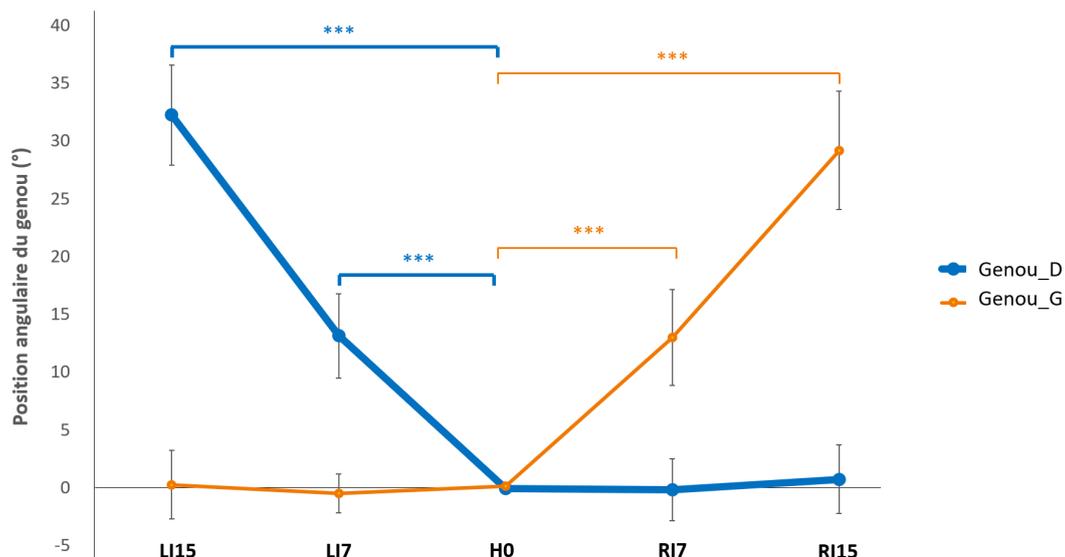


Figure 56. Position angulaire des chevilles dans les conditions d'inclinaison latérale de la surface d'appui.

Les conditions de l'inclinaison de la surface sont : condition de référence (H0), inclinaison sur le côté droit à 7° (RI7) et 15° (RI15) et gauche à 7° (LI7) et 15° (LI15). Mouvement articulaire des genoux droit (Genou_D°) et gauche (Genou_G°), (***) $p < 0,001$, par rapport à H0).

En condition latérale à 15°, la position angulaire du membre inférieur controlatéral est approximativement le double par rapport à 7°. Ainsi, on retrouve en RI15 une Flexion dorsale de la cheville gauche de $17,40^\circ \pm 3,63$ ($p < 0,001$) (**Error! Reference source not found.**) et une flexion du genou gauche de $29,22^\circ \pm 5,11$ ($p < 0,001$) (**Error! Reference source not found.**) en LI15, on observe une flexion dorsale de la cheville droite de $18,52^\circ \pm 4,51$ ($p < 0,001$) et une flexion du genou de $32,27^\circ \pm 4,31$ ($p < 0,001$). Par ailleurs, on observe côté ipsilatéral une légère hyperextension de la cheville : à droite $-4,72^\circ \pm 4,11$ ($p < 0,001$) en RI15 et à gauche $-5,16^\circ \pm 3,08$ ($p < 0,001$) en LI15 (**Error! Reference source not found.**). Aucun changement de la position angulaire pour les genoux côté ipsilatéral n'a trouvé (**Error! Reference source not found.**).

4.1.b. Effet de l'inclinaison dans le plan sagittal

L'analyse statistique montre un effet global de l'inclinaison dans le plan sagittal sur le changement de la position angulaire des chevilles ($p < 0,001$) et des genoux ($p < 0,001$) dans le plan sagittal. D'après les données fournies par les électrogoniomètres (**Tableau 6**), les résultats montrent une certaine variation de la position angulaire de la cheville d'environ $\pm 1^\circ$ pour DF7 et DF15, d'environ $\pm 1^\circ$ pour PF7, d'environ ± 3 à 4° pour PF15°, comparativement aux degrés

exacts d'inclinaison du plateau incliné (qui sont à 7° et à 15°). En outre, toutes les conditions d'inclinaison ont un effet significatif sur la position angulaire de l'articulation de la cheville ($p < 0,001$), comparativement à H0 (**Figure 57**). Au niveau du genou, il apparaît que les sujets ont dû effectuer une certaine flexion de genou droit $4,53^\circ \pm 3,45$ ($p < 0,01$) et de genou gauche $5,68^\circ \pm 3,72$ ($p < 0,05$) en DF15 avec un effet significatif comparativement à la position en H0 (**Figure 58**). Tandis qu'il n'y a pas d'effet pour la direction opposée de PF15, ni les conditions DF7 et PF7 pour les changements de la position angulaire du genou.

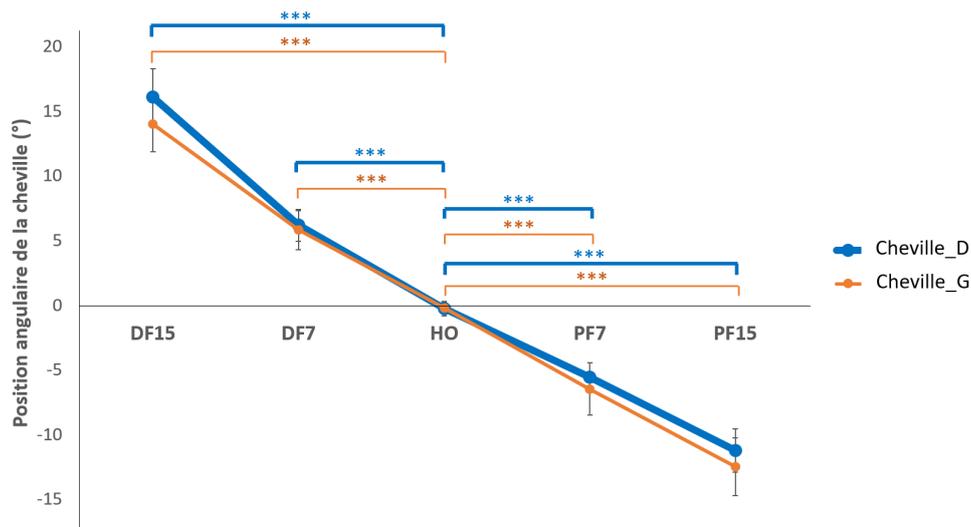


Figure 57. Position angulaire des chevilles dans les conditions d'inclinaison dans le plan sagittal.

Les conditions de l'inclinaison de la surface sont : condition de référence (H0), flexion dorsale à 7° (DF7) et 15° (DF15), flexion plantaire à 7° (PF7) et 15° (PF15), Mouvement articulaire des chevilles droite (Cheville_D) et gauche (Cheville_G), (***) $p < 0,001$.

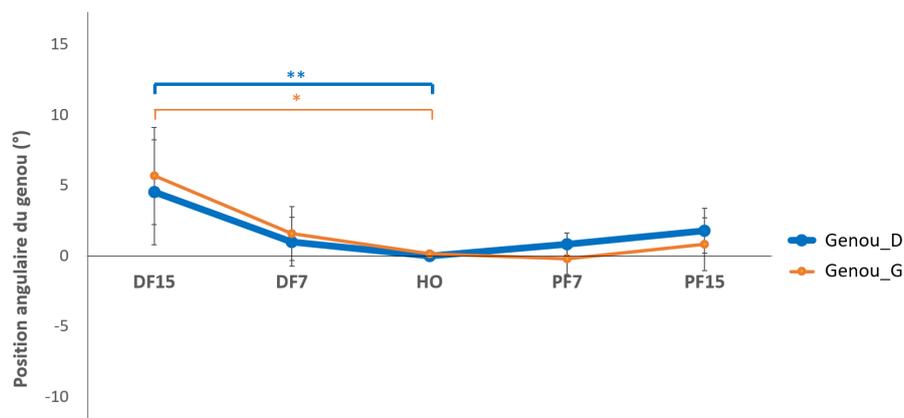


Figure 58. Position angulaire des genoux dans les conditions d'inclinaison dans le plan sagittal.

Les conditions de l'inclinaison de la surface sont : condition de référence (H0), flexion dorsale à 7° (DF7) et 15° (DF15), flexion plantaire à 7° (PF7) et 15° (PF15), Mouvement articulaire des genoux droit (Genou_D) et gauche (Genou_G), (* $p < 0,05$ et ** $p < 0,01$).

Tableau 6. Position angulaire (°) des genoux et des chevilles dans les conditions d'inclinaison dans le plan sagittal.

	Cheville_G (°)	p	Genou_G (°)	p	Cheville_D (°)	p	Genou_D (°)	p
H0	-0,21 ± 0,46		0,14 ± 0,32		-0,14 ± 0,579		-0,02 ± 0,24	
DF7	5,82 ± 1,52	***	1,59 ± 1,72	NS	6,21 ± 1,23	***	1,01 ± 1,90	NS
DF15	14,03 ± 2,16	***	5,68 ± 3,72	*	16,11 ± 2,17	***	4,53 ± 3,45	**
PF7	-6,46 ± 2,01	***	-0,22 ± 0,77	NS	-5,53 ± 1,10	***	0,85 ± 1,11	NS
PF15	-12,46 ± 2,25	***	0,84 ± 1,60	NS	-11,20 ± 1,66	***	1,78 ± 1,87	NS

Les valeurs moyennes ± écarts types sont exprimées en degré des amplitudes de mouvements angulaires des membres inférieurs de la cheville droite (D) et gauche (G) et du genou droit (D) et gauche (G). Les conditions de l'inclinaison de la surface sont : condition de référence (H0), flexion dorsale à 7° (DF7) et 15° (DF15), flexion plantaire à 7° (PF7) et 15° (PF15), (* $p < 0,05$, ** $p < 0,01$, *** $p < 0,001$ et ns = non-signifiant).

4.2. Données d'EMG

4.2.a. Effet de l'inclinaison dans le plan frontal

L'ensemble des résultats sur l'activité musculaire des membres inférieurs sont présentés sur le **Tableau 7**. L'ANOVA à mesures répétées montre un effet significatif de l'inclinaison latérale de la surface sur l'EMG normalisé des TA droit ($p < 0,05$), TA gauche ($p < 0,001$), Sol gauche ($p < 0,001$) et RecF droit et gauche ($p < 0,001$); cependant aucun effet significatif n'a été observé pour le Sol droit ($p = 0,151$), et les muscles BiF droit ($p = 0,081$) et gauche ($p = 0,596$).

Il a été constaté que l'activité musculaire des TA controlatéraux augmente significativement en RI15 (pour le TA gauche, $p < 0,01$) et LI15 (pour le TA droit, $p < 0,01$), comparativement à leur niveau d'activité musculaire mesuré en H0 (**Figure 59A**). En revanche, seule l'activité musculaire du Sol gauche diminue significativement en RI15 ($p < 0,001$), mais pas celle du Sol droit ($p = 0,15$) (**Figure 59B**). L'activité musculaire des RecF augmente significativement et de manière symétrique en RI15 (pour le RecF gauche, $p < 0,001$) et LI15 (pour le RecF droit, $p < 0,01$) (**Figure 60**). Cependant, en condition d'inclinaison latérale à 7°, il n'apparaît qu'une augmentation significative de l'activité musculaire du RecF gauche en RI7 ($p < 0,05$). De même, aucune différence significative n'a été constatée pour l'activité musculaire des BiF droit et gauche. Ces variations étaient visibles dans les données brutes de l'EMG, comme indiqué pour le RecF droit (**Figure 61** **Error! Reference source not found.**).

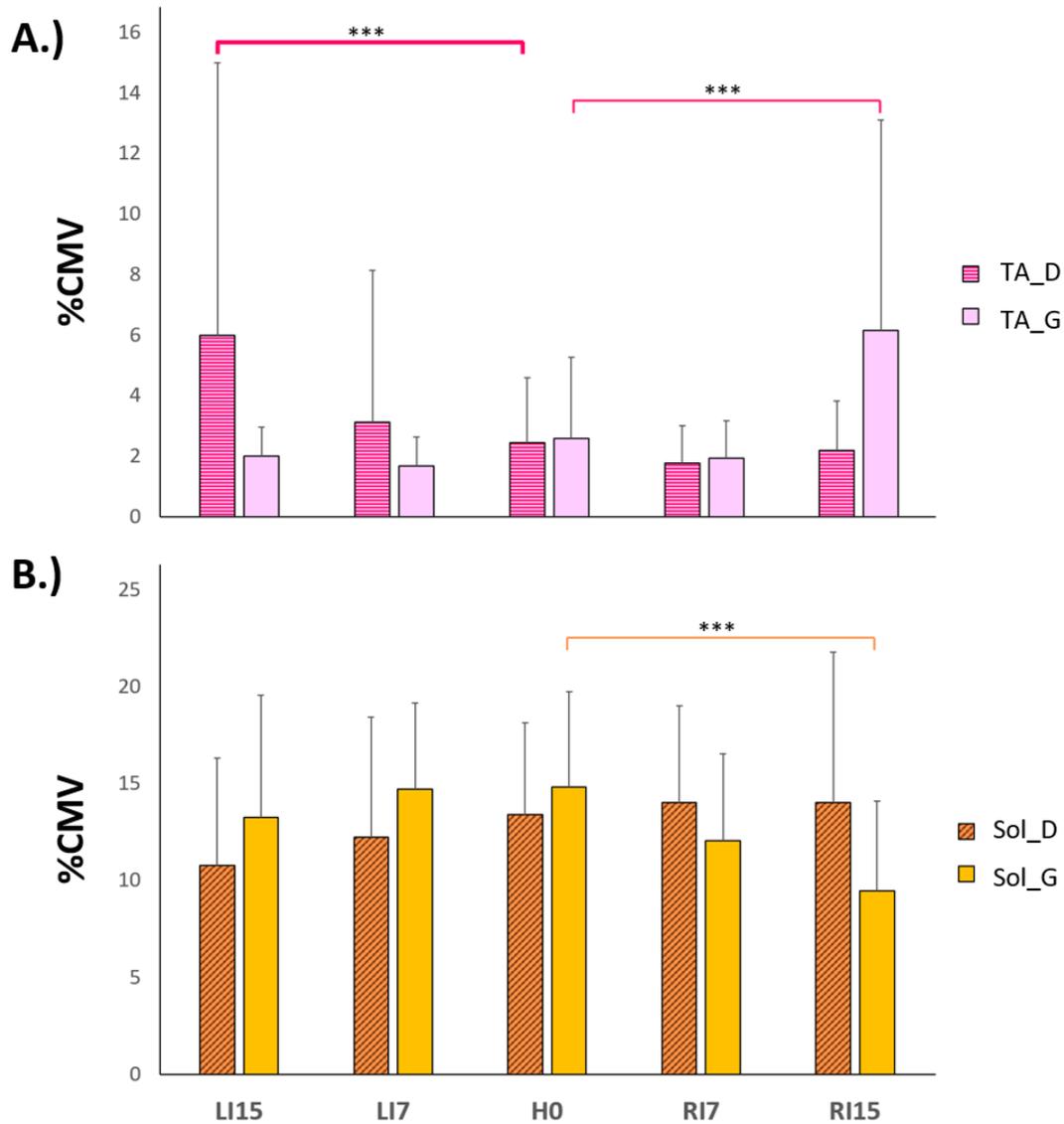


Figure 59. EMG normalisé des muscles de la jambe droite et gauche (% de la contraction maximale volontaire, ou CMV) en fonction de l'inclinaison latérale de la surface d'appui. (A.) Les EMGs du Tibialis anterior (TA) et (B.) du Soleus (Sol) droit (_D) et gauche (_G) sont présentés dans chaque condition de surface inclinée : condition de référence (H0), inclinaison sur le côté droit à 7° (RI7) et 15° (RI15) et gauche à 7° (LI7) et 15° (LI15), ($p < 0,01$ et *** $p < 0,001$).**

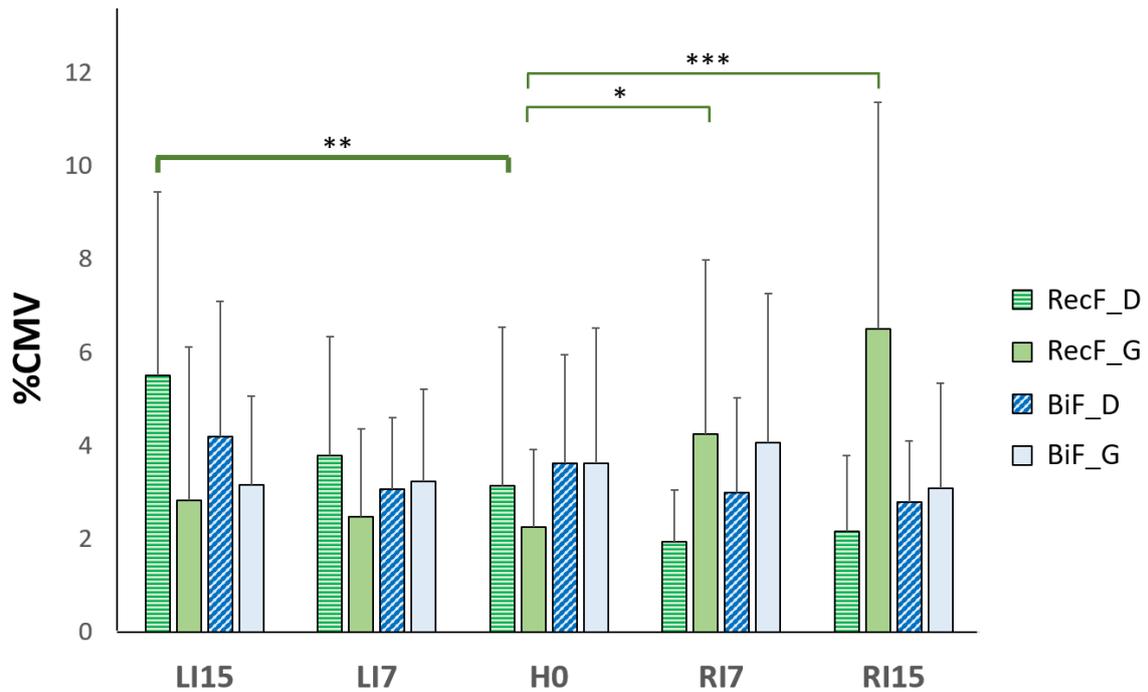


Figure 60. EMG normalisé des muscles de la cuisse droite et gauche (% de la contraction maximale volontaire, ou CMV) en fonction de l'inclinaison latérale de la surface d'appui. Les EMGs du Rectus femoris (RecF) et du Biceps femoris (BiF) droit (_D) et gauche (_G) sont présentés dans chaque condition de surface inclinée : condition de référence (H0), Inclinaison sur le côté droit à 7° (RI7) et 15° (RI15) et gauche à 7° (LI7) et 15° (LI15), (* $p < 0,05$, ** $p < 0,01$ et *** $p < 0,001$).

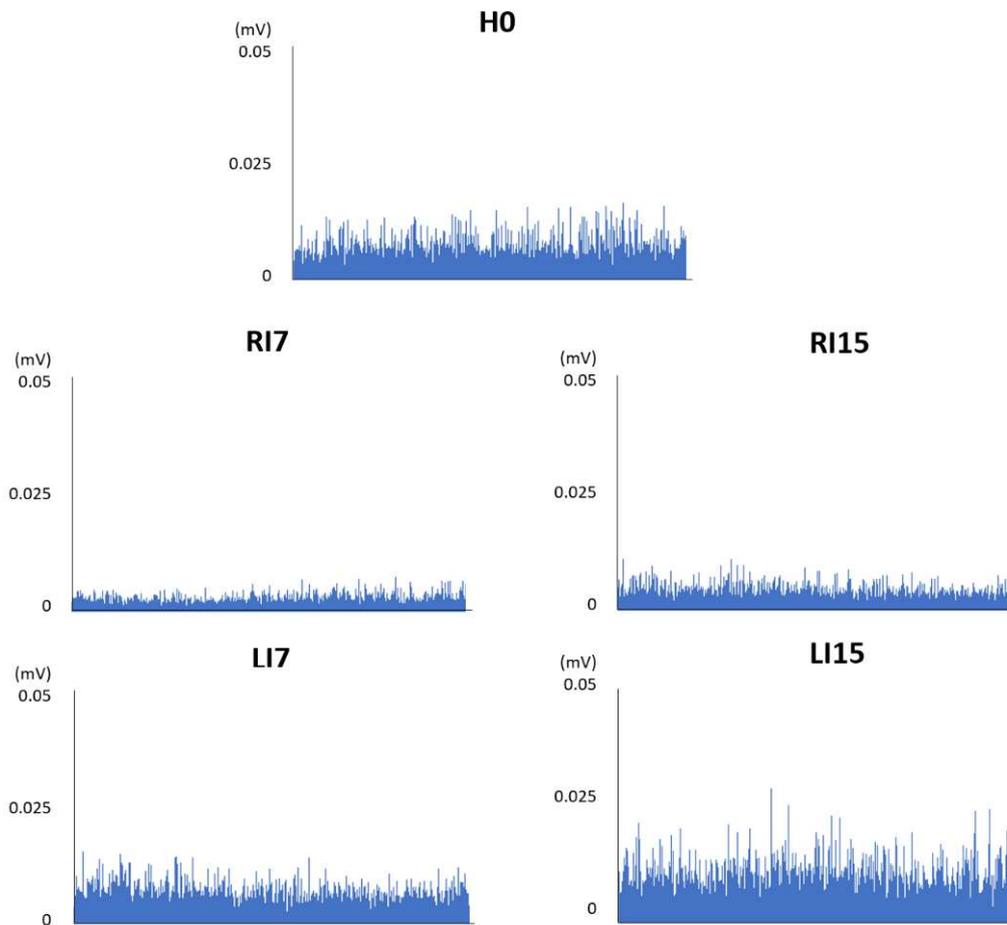


Figure 61. Tracés représentatifs du signal EMG redressé sur 30 secondes du *Rectus femoris* droit en millivolts (mV).

Les données sont présentées en millivolts (mV) dans chaque condition d'inclinaison de la surface : condition de référence (H0), inclinaison sur le côté droit à 7° (RI7) et 15° (RI15) et gauche à 7° (LI7) et 15° (LI15).

Tableau 7. EMG moyen rectifié des muscles cibles dans les conditions d'inclinaison latérale de la surface d'appui.

	TA_D (% CMV)	P	TA_G (% CMV)	P	Sol_D (% CMV)	P	Sol_G (% CMV)	P
H0	2,46 ± 2,13		2,59 ± 2,69		13,40 ± 4,76		14,83 ± 4,91	
RI7	1,77 ± 1,25	NS	1,94 ± 1,24	NS	14,05 ± 4,96	NS	12,08 ± 4,47	NS
RI15	2,20 ± 1,62	NS	6,15 ± 6,96	**	14,05 ± 7,74	NS	9,48 ± 4,65	***
LI7	3,14 ± 5,01	NS	1,69 ± 0,94	NS	12,26 ± 6,20	NS	12,26 ± 4,46	NS
LI15	6,00 ± 9,00	**	2,00 ± 0,97	NS	10,80 ± 5,55	NS	13,27 ± 6,29	NS

	RecF_D (% CMV)	P	RecF_G (% CMV)	P	BiF_D (% CMV)	P	BiF_G (% CMV)	P
H0	3,14 ± 3,41		2,25 ± 1,67		3,64 ± 2,32		3,64 ± 2,89	
RI7	1,95 ± 1,10	NS	4,26 ± 3,74	*	2,99 ± 2,05	NS	4,07 ± 3,20	NS
RI15	1,17 ± 1,63	NS	6,52 ± 4,85	***	2,80 ± 1,32	NS	3,09 ± 2,25	NS
LI7	3,79 ± 2,55	NS	2,48 ± 1,89	NS	3,08 ± 1,52	NS	3,24 ± 1,98	NS
LI15	5,52 ± 3,93	**	2,83 ± 3,30	NS	4,20 ± 2,91	NS	3,17 ± 1,89	NS

EMG moyen rectifié du Tibialis anterior droit (TA_D) et gauche (TA_G), du Soleus droit (Sol_D) et gauche (Sol_G), du Rectus femoris droit (RecF_D) et gauche (RecF_G) et du Biceps femoris droit (BiF_D) et gauche (BiF_G) dans les conditions d'inclinaison latérale de la surface d'appui. Les valeurs moyennes ± écarts types sont exprimées en pourcentage de la valeur moyenne obtenue dans la contraction maximale volontaire (CMV). Les conditions de l'inclinaison de la surface sont : condition de référence (H0), inclinaison sur le côté droit à 7° (RI7) et 15° (RI15) et gauche à 7° (LI7) et 15° (LI15), (* $p < 0,05$, ** $p < 0,01$, *** $p < 0,001$ et NS = non-signifiant).

4.2.b. Effet de l'inclinaison dans le plan sagittal

L'ANOVA à mesures répétées montre un effet global de l'inclinaison sagittale de la surface sur l'EMG normalisé des muscles de la cheville : TA droit ($p < 0,001$) et gauche ($p < 0,001$) (**Figure 62A**) et Sol droit ($p < 0,001$) et gauche ($p < 0,001$) (**Figure 62B** et **Tableau 8**). L'activité musculaire des TA augmente significativement en DF15 ($p < 0,001$ pour le TA droit et gauche) par rapport à la condition de référence H0. De la même manière, l'activité musculaire des Sol augmente significativement en PF7 ($p < 0,05$ pour les Sol droit et gauche) en étant plus importante en PF15 ($p < 0,001$ pour les Sol droit et gauche). Cependant, elle diminue en DF15 ($p < 0,05$ pour les Sol droit et $p < 0,001$ pour le Sol gauche).

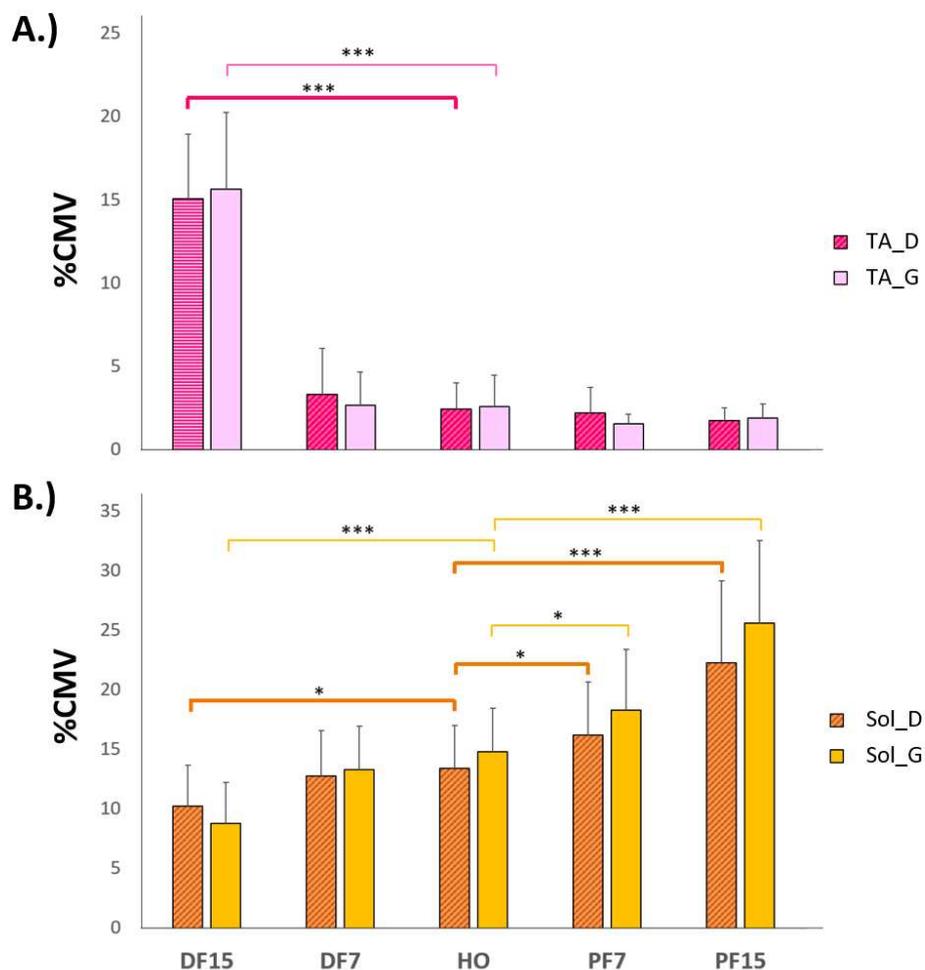


Figure 62. EMG normalisé des muscles de la cheville bilatérale (% de la contraction maximale volontaire, ou CMV) en fonction de l'inclinaison de la surface dans le plan sagittal.

(A.) Les EMG du Tibialis anterior (TA) et (B.) du Soleus (Sol) droit (_D) et gauche (_G) sont présentés dans chaque condition de surface inclinée : condition de référence (H0), flexion dorsale à 7° (DF7) et 15° (DF15), flexion plantaire à 7° (PF7) et 15° (PF15), (* $p < 0,05$ et *** $p < 0,001$).

Au niveau des muscles de la cuisse, on observe une augmentation significative en RI15 pour les RecF droit ($p < 0,01$) et gauche ($p < 0,001$), mais aucun effet pour les BiF droit ($p = 0,637$) et gauche ($p = 0,836$) (Figure 63 et Tableau 8).

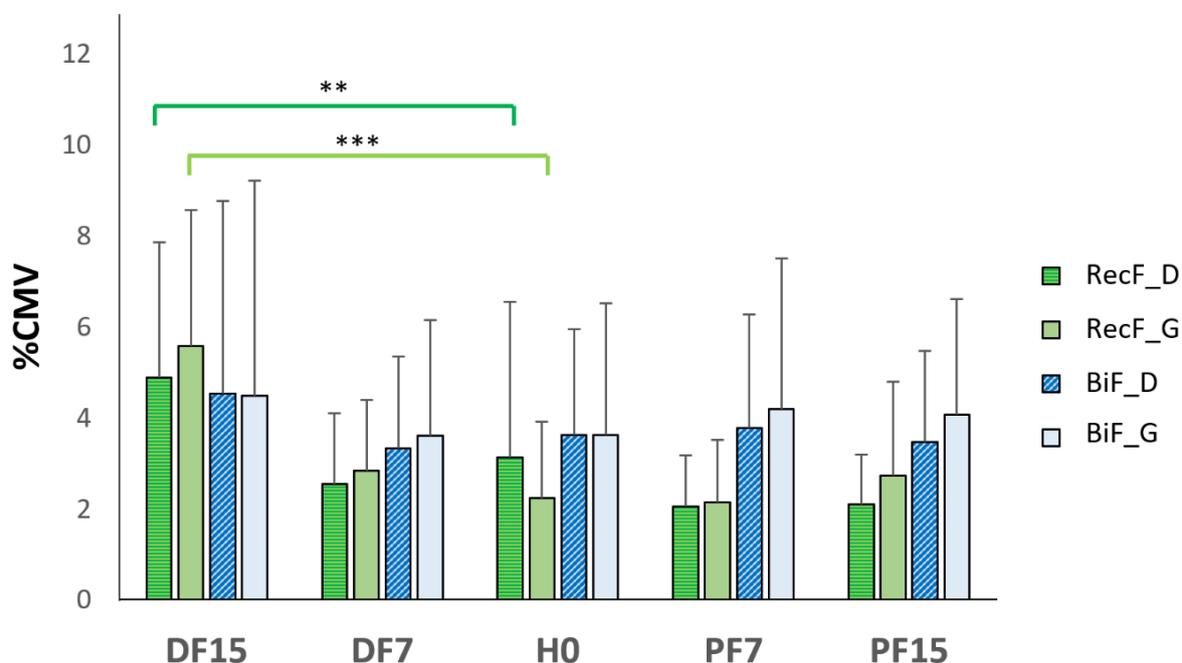


Figure 63. EMG normalisé des muscles de la cuisse bilatérale (% de la contraction maximale volontaire, ou CMV) en fonction de l'inclinaison de la surface dans le plan sagittal.

Les EMG du Rectus femoris (RecF) et du Biceps femoris (BiF) droit (_D) et gauche (_G) sont présentés dans chaque condition de surface inclinée : condition de référence (H0), flexion dorsale à 7° (DF7) et 15° (DF15), flexion plantaire à 7° (PF7) et 15° (PF15), (** $p < 0,01$ et *** $p < 0,001$).

Tableau 8. EMG moyen rectifié des muscles cibles dans les conditions d'inclinaison de la surface d'appui dans le plan sagittal.

	TA_D (% CMV)	P	TA_G (% CMV)	P	Sol_D (% CMV)	P	Sol_G (% CMV)	P
H0	2,46 ± 2,13		2,59 ± 2,69		13,40 ± 4,76		14,83 ± 4,91	
DF7	3,32 ± 4,86	NS	2,69 ± 3,67	NS	12,81 ± 5,11	NS	13,31 ± 4,87	NS
DF15	15,10 ± 5,55	***	15,64 ± 6,00	***	10,25 ± 4,83	*	8,78 ± 4,96	***
PF7	2,22 ± 2,39	NS	1,57 ± 0,83	NS	16,23 ± 5,61	*	18,32 ± 6,75	*
PF15	1,78 ± 0,84	NS	1,92 ± 1,06	NS	22,30 ± 8,31	***	25,63 ± 9,00	***

	RecF_D (% CMV)	P	RecF_G (% CMV)	P	BiF_D (% CMV)	P	BiF_G (% CMV)	P
H0	3,14 ± 3,41		2,25 ± 1,67		3,64 ± 2,32		3,64 ± 2,89	
DF7	2,55 ± 1,56	NS	2,85 ± 1,92	NS	3,34 ± 2,03	NS	3,62 ± 2,54	NS
DF15	4,89 ± 2,98	**	6,54 ± 6,01	***	4,54 ± 4,24	NS	4,50 ± 4,72	NS
PF7	2,06 ± 1,13	NS	2,16 ± 1,37	NS	3,78 ± 2,51	NS	4,01 ± 3,31	NS
PF15	2,11 ± 1,09	NS	2,74 ± 2,07	NS	3,48 ± 2,00	NS	4,08 ± 2,55	NS

Les valeurs moyennes ± écarts types sont exprimées en pourcentage de la valeur moyenne obtenue lors de la contraction maximale volontaire (CMV). Les conditions de l'inclinaison de la surface sont : condition de référence (H0), flexion dorsale à 7° (DF7) et 15° (DF15), flexion plantaire à 7° (PF7) et 15° (PF15), (* $p < 0,05$, ** $p < 0,01$, *** $p < 0,001$ et NS = non significatif).

4.3. Données posturographiques

4.3.a. Effet de l'inclinaison dans le plan frontal

L'inspection visuelle de la trajectoire du CP suggère que la position moyenne du CP selon l'axe médio-latéral (Y0) est corrélée avec la direction et l'amplitude de la surface inclinée (**Figure 64**). De manière plus objective, et en considérant H0 comme la condition de référence, l'analyse statistique a révélé un effet global de l'inclinaison de la surface sur Y0 ($p < 0,001$) (**Figure 65**), mais aucun effet sur la position moyenne du CP selon l'axe antéro-postérieur (X0) ($p = 0,313$). Selon l'axe ML, les posturogrammes sont décalés vers la droite en RI (RI7, $p < 0,001$ et RI15, $p < 0,001$) et vers la gauche en LI (LI7, $p < 0,001$ et LI15, $p < 0,001$), avec des déviations maximales pour les inclinaisons de surface les plus élevées donc à 15° .

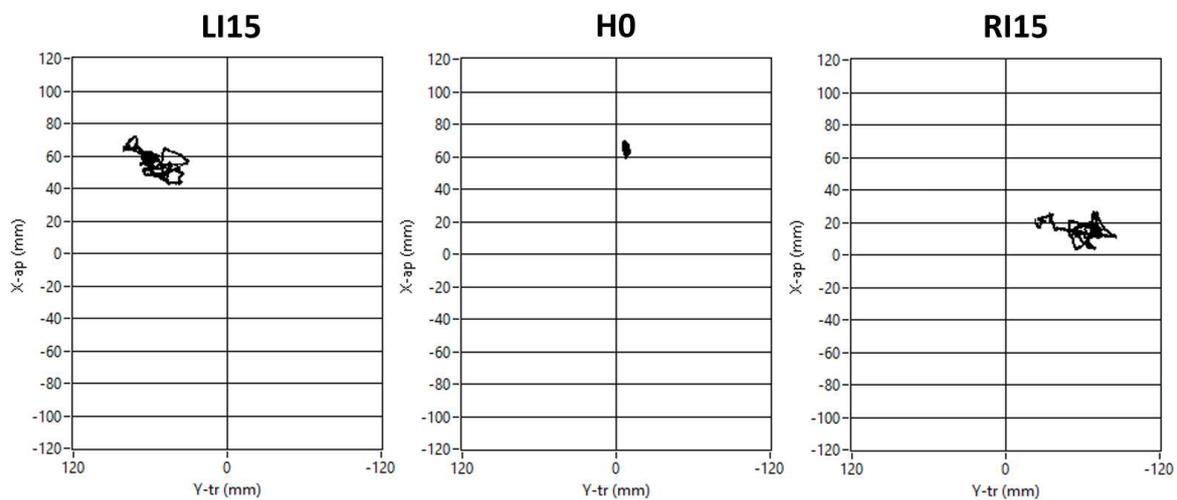


Figure 64. Tracés représentatifs de la trajectoire du centre des pressions (CP) sur 30 secondes dans les conditions expérimentales latérales à 15° de surface inclinée.

Les axes x et y représentent la position moyenne du CP dans le plan sagittal et frontal, respectivement. Les valeurs positives selon l'axe y indiquent les déplacements de la position moyenne vers la gauche, tandis que celle négatives indiquent les déplacements de la position moyenne vers la droite. Les conditions de l'inclinaison de la surface sont : condition de référence (H0), inclinaison sur le côté droit à 15° (RI15) et gauche à 15° (LI15).

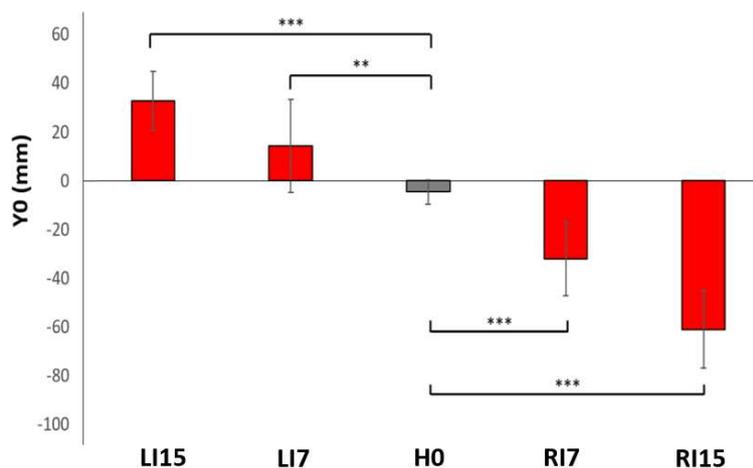


Figure 65. Position moyenne du centre des pressions (CP) selon l'axe médio-latéral (Y0) en millimètres (mm) en fonction de l'inclinaison de la surface d'appui dans le plan frontal.

Les conditions de l'inclinaison de la surface sont : condition de référence (H0), inclinaison sur le côté droit à 7° (RI7) et 15° (RI15) et gauche à 7° (LI7) et 15° (LI15), (** $p < 0,01$ et *** $p < 0,01$).

Ensuite, l'analyse de la variance révèle un effet global de l'inclinaison de la surface sur le déplacement moyen du CP selon l'axe AP (X_m) ($p < 0,05$), mais l'analyse de contraste montre une absence de variation significative en RI15 (**Figure 66**) ; selon l'axe ML (Y_m), un effet significatif est observé pour toutes les conditions relativement à H0 ($p < 0,001$) (**Figure 67**). Pour Y_m , les résultats montrent un effet significatif dans toutes les conditions d'inclinaison latérale à 7° et 15° ($p < 0,001$), comparativement à H0, avec un déplacement plus important pour les inclinaisons de surface les plus élevées donc à 15°.

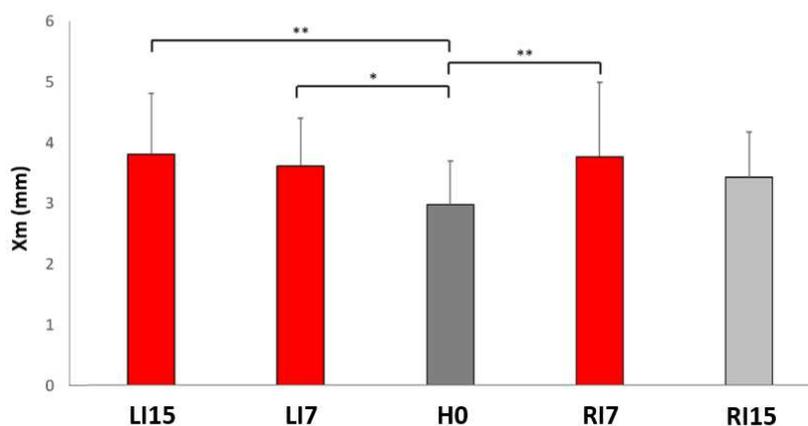


Figure 66. Déplacements moyens du CP selon l'axe antéro-postérieur (X_m) en millimètres (mm) en fonction de l'inclinaison de la surface d'appui dans le plan frontal.

Les conditions de l'inclinaison de la surface sont : condition de référence (H0), inclinaison sur le côté droit à 7° (RI7) et 15° (RI15) et gauche à 7° (LI7) et 15° (LI15), (* $p < 0,05$ et ** $p < 0,01$).

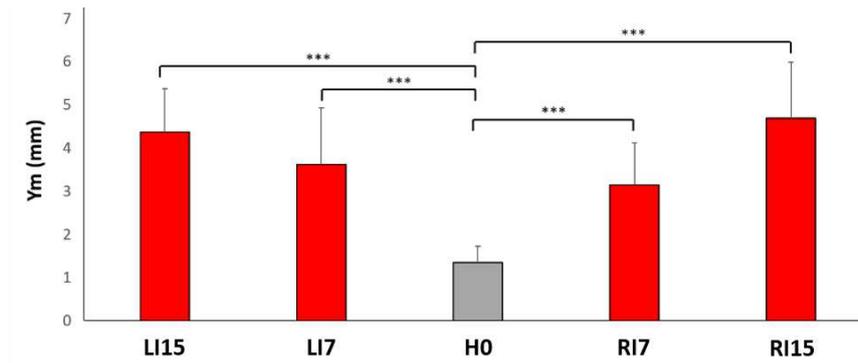


Figure 67. Déplacements moyens du CP selon l'axe médio-latéral (Y_m) en fonction de l'inclinaison de la surface d'appui dans le plan frontal.

Les conditions de l'inclinaison de la surface sont : condition de référence (H0), inclinaison sur le côté droit à 7° (RI7) et 15° (RI15) et gauche à 7° (LI7) et 15° (LI15), (***) $p < 0,001$.

L'ANOVA à mesures répétées montrent également un effet global sur la vitesse moyenne dans le sens ML (V_{m-ml}) ($p < 0,001$) (**Figure 68**) et dans le plan horizontal (V_m) ($p < 0,001$), mais aucun effet sur la vitesse moyenne dans le sens AP (V_{m-ap}) ($p = 0,922$) (**Figure 69**). Plus spécifiquement, l'analyse des contrastes simples montre une augmentation progressive de la V_{m-ml} de RI7 ($p < 0,05$) à RI15 ($p < 0,001$) et de LI7 ($p < 0,01$) à LI15 ($p < 0,001$). De même, elle montre une augmentation progressive de la V_m entre H0 et LI7 ($p < 0,05$) ; et la plus élevée entre H0 et RI15 ($p < 0,001$) et LI15 ($p < 0,001$).

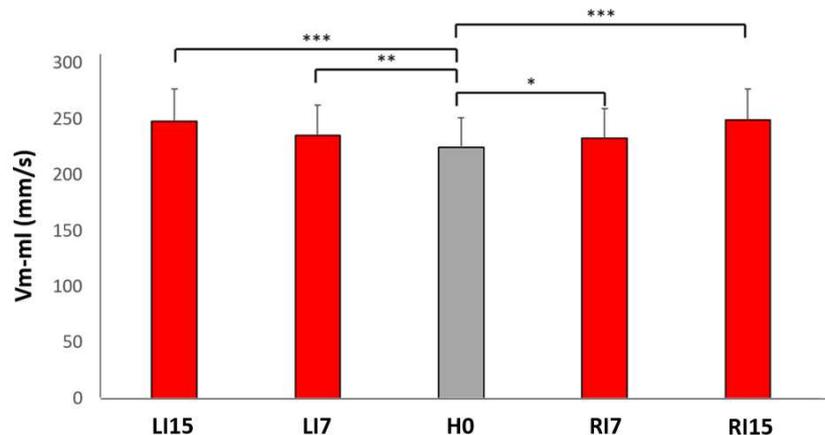


Figure 68. Vitesse moyenne des déplacements du CP selon l'axe médio-latéral (V_{m-ml}) en fonction de l'inclinaison de la surface d'appui dans le plan frontal.

Les conditions de l'inclinaison de la surface sont : condition de référence (H0), flexion dorsale à 7° (DF7) et 15° (DF15), inclinaison sur le côté droit à 7° (RI7) et 15° (RI15) et gauche à 7° (LI7) et 15° (LI15), (* $p < 0,05$, ** $p < 0,01$ et *** $p < 0,001$).

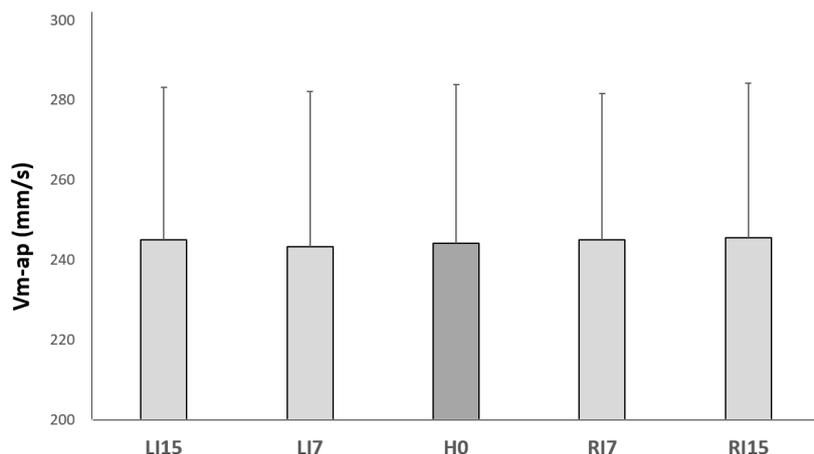


Figure 69. Vitesse moyenne des déplacements du CP selon l'axe antéro-postérieur ($V_m\text{-ap}$) en fonction de l'inclinaison de la surface d'appui dans le plan frontal.

Les conditions de l'inclinaison de la surface sont : condition de référence (H0), flexion dorsale à 7° (DF7) et 15° (DF15), inclinaison sur le côté droit à 7° (RI7) et 15° (RI15) et gauche à 7° (LI7) et 15° (LI15).

Tableau 9. Paramètres posturographiques en fonction de la pente de la surface dans le plan frontal.

	X0 (mm)	p	Y0 (mm)	p	Xm (mm)	p	Ym (mm)	p
H0	56,38 ± 15,43		-4,52 ± 6,84		2,98 ± 0,95		1,35 ± 0,45	
RI7	43,56 ± 20,94	NS	-31,97 ± 18,17	***	3,77 ± 1,52	**	3,14 ± 1,18	***
RI15	44,17 ± 14,54	NS	-60,93 ± 18,85	***	3,43 ± 0,96	NS	4,69 ± 1,91	***
LI7	43,95 ± 18,53	NS	14,29 ± 22,90	**	3,61 ± 1,17	*	3,61 ± 1,72	***
LI15	45,84 ± 15,11	NS	32,77 ± 14,97	***	3,81 ± 1,38	**	4,37 ± 1,33	***

	Vm (mm/s)	p	Vm-ap (mm/s)	p	Vm-ml (mm/s)	p
H0	368,38 ± 54,97		244,19 ± 39,63		224,53 ± 31,76	
RI7	374,84 ± 51,97	NS	245,03 ± 36,62	NS	232,51 ± 31,68	*
RI15	387,96 ± 54,60	***	245,52 ± 38,70	NS	248,98 ± 33,76	***
LI7	375,99 ± 56,08	*	243,35 ± 38,75	NS	235,08 ± 34,71	**
LI15	387,25 ± 55,26	***	244,94 ± 38,28	NS	247,72 ± 33,46	***

Les valeurs moyennes ± écarts types sont présentées pour les différentes conditions expérimentales : condition de référence (H0), inclinaison sur le côté droit à 7° (RI7) et 15° (RI15) et gauche à 7° (LI7) et 15° (LI15). Les paramètres posturographiques sont : la position moyenne du CP selon les axes antéro-postérieur (X0) et médio-latéral (Y0), l'écart moyen du CP selon les axes antéro-postérieur (Xm) et médio-latéral (Ym), la vitesse moyenne du CP selon les axes antéro-postérieur ($V_m\text{-ap}$) et médio-latéral ($V_m\text{-ml}$) dans le plan horizontal (V_m). Les valeurs p de l'analyse de contraste simple, avec H0 comme condition de référence, sont présentées. (* $p < 0,05$, ** $p < 0,01$, *** $p < 0,001$ et ns = non significatif).

4.3.b. Effet de l'inclinaison dans le plan sagittal

Selon le même principe que pour l'étude 1, il a été observé un effet global ($p < 0,001$) pour X_0 , dont la variation suit la direction de la surface inclinée à 15° (Figure 70 et Tableau 10). Aucun effet n'a trouvé pour Y_0 ($p = 0,409$).

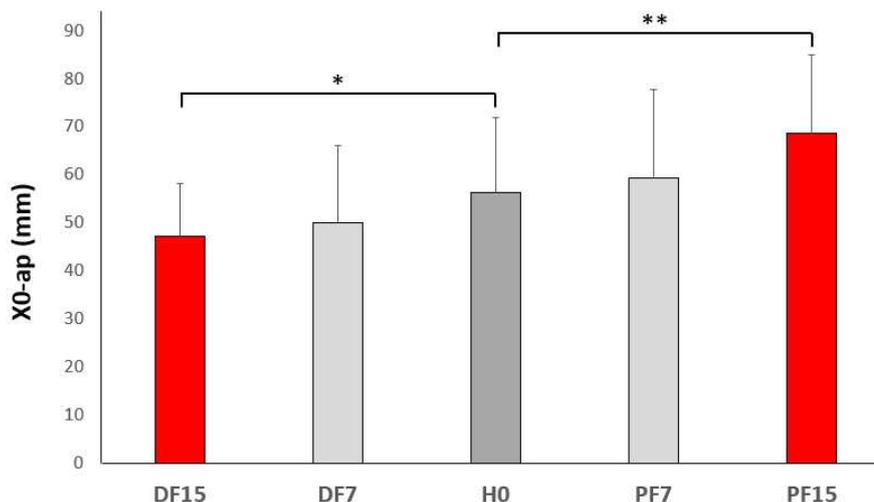


Figure 70. Position moyenne du CP selon les axes antéro-postérieur (X_0) en millimètres (mm) en fonction de l'inclinaison de la surface d'appui dans le plan frontal.

Les conditions de l'inclinaison de la surface sont : condition de référence (H0), flexion dorsale à 7° (DF7) et 15° (DF15), flexion plantaire à 7° (PF7) et 15° (PF15), (* $p < 0,05$ et ** $p < 0,01$).

Les paramètres X_m et Y_m ont également suivi le même principe pour l'étude 1 avec une augmentation en DF15 ($p < 0,001$), mais il n'a pas été observé de diminution de X_m en PF7 (Figure 71 et Tableau 10).

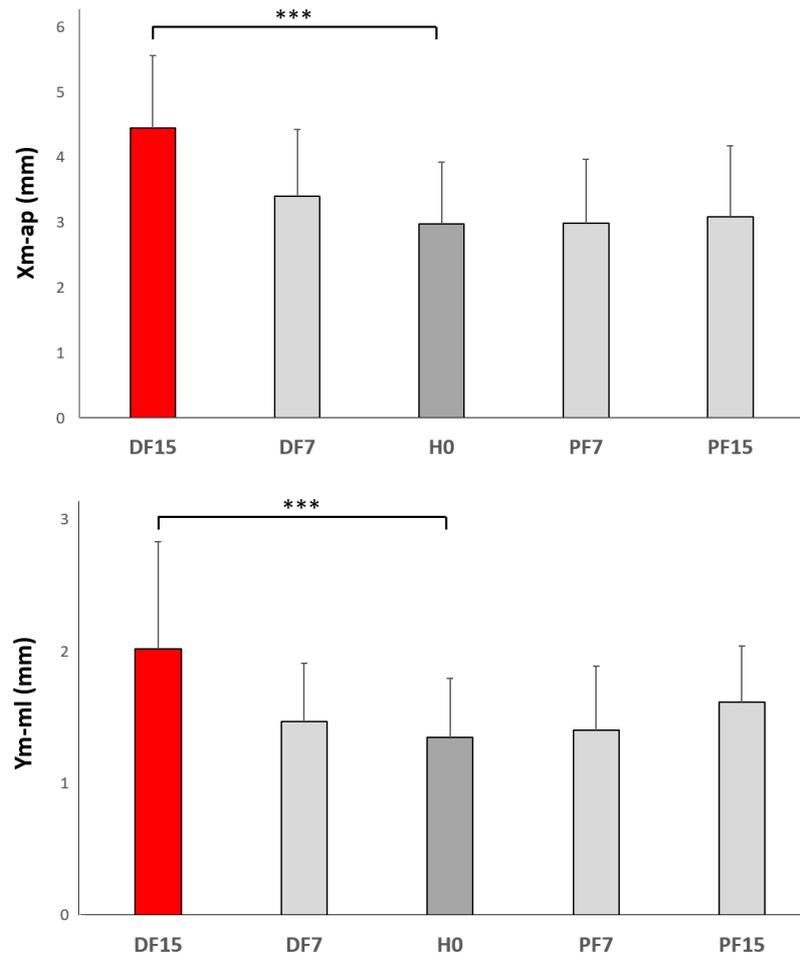


Figure 71. Déplacements moyens du CP selon les axes antéro-postérieur (Xm) et médio-latéral (Ym) en fonction des surfaces inclinées dans le plan frontal.

Les conditions de l'inclinaison de la surface sont : condition de référence (H0), flexion dorsale à 7° (DF7) et 15° (DF15), flexion plantaire à 7° (PF7) et 15° (PF15), (***) $p < 0,001$.

Cependant, le paramètre Vm a montré un effet global pour l'inclinaison de la surface d'appui ($p < 0,001$), mais avec des valeurs plus élevées dans les deux sens d'inclinaison de flexion dorsale (DF15) et plantaire (PF7/15) (**Figure 72** et **Tableau 10**).

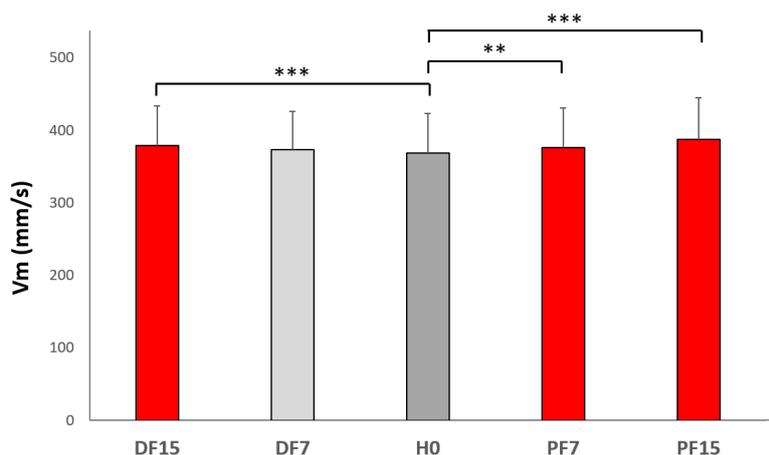


Figure 72. Vitesse moyenne des déplacements du CP dans le plan horizontal (V_m) en fonction des surfaces inclinées dans le plan sagittal.

Les conditions de l'inclinaison de la surface sont : condition de référence (H0), flexion dorsale à 7° (DF7) et 15° (DF15), flexion plantaire à 7° (PF7) et 15° (PF15), (** $p < 0,01$ et *** $p < 0,001$).

Tableau 10. Paramètres posturographiques en fonction de l'inclinaison de la surface dans le plan sagittal.

	X0 (mm)	p	Xm (mm)	p	Ym (mm)	p
H0	56,38 ± 15,43		2,98 ± 0,95		1,35 ± 0,45	
DF7	50,10 ± 16,01	NS	3,40 ± 1,03	NS	1,47 ± 0,44	NS
DF15	47,15 ± 10,95	*	4,46 ± 1,10	***	2,02 ± 0,81	***
PF7	59,23 ± 18,59	NS	3,00 ± 0,98	NS	1,40 ± 0,48	NS
PF15	68,69 ± 16,36	**	3,09 ± 1,09	NS	1,62 ± 0,42	NS

	Vm (mm/s)	p	Vm-ap (mm/s)	p	Vm-ml (mm/s)	p
H0	368,38 ± 54,97		244,19 ± 39,63		224,53 ± 31,76	
DF7	373,17 ± 52,88	NS	248,03 ± 36,20	NS	226,66 ± 32,32	*
DF15	379,28 ± 53,96	***	250,83 ± 36,42	*	231,65 ± 33,03	***
PF7	376,23 ± 54,62	**	250,38 ± 39,45	*	228,05 ± 31,86	***
PF15	387,79 ± 57,11	***	261,69 ± 40,84	***	231,33 ± 33,00	***

Les valeurs moyennes ± écarts types sont présentées pour les différentes conditions expérimentales : condition de référence (H0), flexion dorsale à 7° (DF7) et 15° (DF15), flexion plantaire à 7° (PF7) et 15° (PF15). Les paramètres posturographiques sont : la position moyenne du CP selon les axes antéro-postérieur (X0) et médio-latéral (Y0), l'écart moyen du CP selon les axes antéro-postérieur (Xm) et médio-latéral (Ym), et la vitesse moyenne du CP selon les axes antéro-postérieur (Vm-ap) et médio-latéral (Vm-ml) dans le plan horizontal (Vm). Les valeurs p de l'analyse de contraste simple, avec H0 comme condition de référence, sont présentées. (* $p < 0,05$, ** $p < 0,01$, *** $p < 0,001$ et ns = non significatif).

4.4. Perception du niveau de stabilité

Les barres d'histogramme de la **Figure 73** illustrent le niveau de perception de la stabilité, obtenu en interrogeant chaque participant après la réalisation de chaque condition expérimentale. Le niveau de stabilité à 10 indique la stabilité la plus élevée, alors qu'à 0 la stabilité est la plus faible. Les résultats révèlent avec l'effet global de $p < 0,001$ que la position debout sur une surface plane horizontale (H0) est perçue comme la plus stable, tandis que les positions d'inclinaison latérale à 15° sont considérées comme les moins stables ($p < 0,001$ entre H0 et RI15/LI15), suivies par l'inclinaison en arrière à 15° ou DF15 ($p < 0,001$).

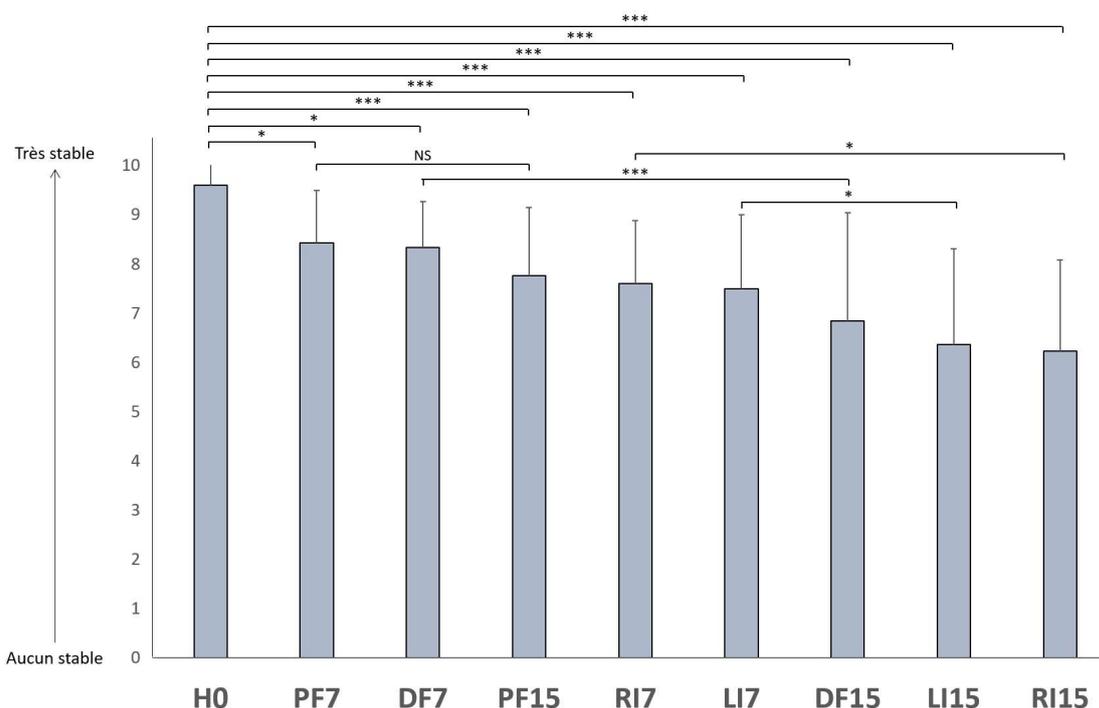


Figure 73. Niveau perçu de stabilité à partir des réponses subjectives des participants dans toutes les conditions d'inclinaison latérale et sagittale de la surface d'appui.

Les résultats sur la perception de la stabilité en interrogeant chaque participant après avoir terminé chaque condition expérimentale : condition de référence (H0), inclinaison sur le côté droit à 7° (RI7) et 15° (RI15) et gauche à 7° (LI7) et 15° (LI15), inclinaison en arrière à 7° (DF7) et 15° (PF15) et en avant à 7° (PF7) et 15° (PF15), (0 = aucune stabilité, 10 = très bonne stabilité), (* $p < 0,05$ et *** $p < 0,001$, ns = non-signifiant).

4.5. Analyses de corrélation interindividuelle entre les données objectives et subjectives

Une analyse de corrélation linéaire a été réalisée pour déterminer si les données objectives et subjectives étaient cohérentes entre les niveaux de perception de la stabilité et la vitesse moyenne du CP (Vm) de chaque condition expérimentale. Le coefficient de corrélation

de Pearson a alors révélé un effet significatif entre ces deux paramètres dans toutes les conditions expérimentales [$R = -0,795[-0,0955, -0,278]$, $p = 0,010$] (**Figure 74**). Elle montre que la station debout latérale sur une surface inclinée à 15° (RI15/LI15) présente les mesures les plus élevées basées sur la V_m et les niveaux les plus bas basés sur la stabilité perçue. Par conséquent, l'auto-évaluation subjective est cohérente avec les résultats stabilométriques obtenus, qui indiquent en générale que plus la V_m est élevée, moins l'équilibre est stable.

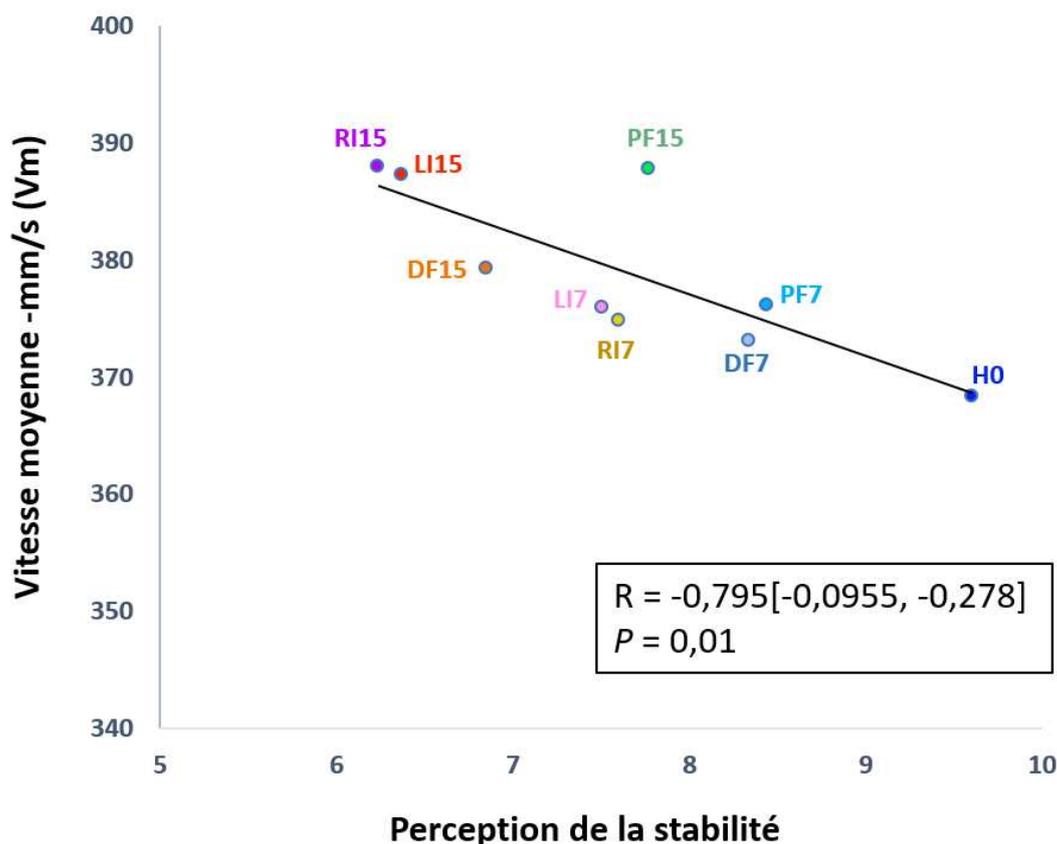


Figure 74. Relation entre le niveau de perception de stabilité et la vitesse moyenne dans toutes les conditions expérimentales.

Chaque couleur représente chaque condition expérimentale : condition de référence (H0), inclinaison sur le côté droit à 7° (RI7) et 15° (RI15) et gauche à 7° (LI7) et 15° (LI15), inclinaison en arrière à 7° (DF7) et 15° (PF15) et en avant à 7° (PF7) et 15° (PF15). Le coefficient de corrélation de Pearson a été utilisé pour quantifier les relations. La ligne de régression est également affichée pour visualisation. Selon l'axe y du graphique, la valeur de la vitesse moyenne (V_m) est exprimée en millimètre par seconde (mm/s). Selon l'axe x du graphique, le niveau de stabilité à 10 indique la stabilité la plus élevée, alors qu'à 0 la stabilité est la plus faible.

5. DISCUSSION

L'objectif de l'étude 2 de la thèse était principalement d'évaluer l'effet de l'inclinaison latérale de la surface d'appui dans le plan frontal, et les variations associées des activités musculaires et des positions angulaires des membres inférieurs. Les résultats obtenus corroborent les hypothèses initiales que la station debout sur surfaces inclinées latérales diminue l'équilibre postural, ce qui implique une variation des niveaux d'activité musculaire et un changement des positions angulaires des membres inférieurs. De plus, les effets des surfaces inclinées latérales semblent être symétriques entre l'inclinaison à droite et à gauche à la fois à 7° et 15°.

Les résultats obtenus dans des conditions d'inclinaison selon le plan sagittal et qui sont complémentaire de l'étude 1 seront interprétés dans la discussion générale.

5.1. Equilibre postural lors des surfaces inclinées latérales

L'effet perturbateur des surfaces inclinées dans le plan frontal sur l'équilibre corporel pourrait être lié à des facteurs biomécaniques et neurophysiologiques.

5.1.a. D'un point de vue biomécanique

Tout d'abord, l'inclinaison latérale de la surface d'appui modifie l'axe frontal de la cheville (concernant l'axe de rotation de l'articulation complexe de la cheville, cf. Brockett & Chapman, 2016), ce qui permet à la cheville d'être dans une position d'éversion avec flexion dorsale (membre inférieur controlatéral) et d'inversion (membre inférieur ipsilatéral) et enfin modifie une configuration articulaire qui altère l'ensemble de la chaîne posturale.

La configuration articulaire depuis la cheville modifiée induit une réduction du polygone d'appui dans l'axe frontal (selon la trigonométrie en triangle rectangle), ce qui limite la zone de sécurité du mouvement du CP. Ceci est mis en évidence par des valeurs changeantes significatives de la position moyenne du CP selon l'axe ML (Y0) vers le sens ipsilatéral ($p < 0,001$, Y0 déplace vers le droit en RI7/15 et vers le gauche en LI7/15, avec un déplacement le plus important à 15° d'inclinaison), mais pas de variation dans le sens AP. Elle induit une augmentation du déplacement du CP dans le sens ML (Ym) en RI7/15 et LI7/15 ($p < 0,001$), ce qui est associé à une répartition asymétrique du poids entre deux membres inférieurs. En effet, l'amplitude maximale du mouvement d'éversion de la cheville est de 12°, inférieure à celle de

l'inversion qui est de 23° (Stauffer et al., 1977). En biomécanique, l'angle tarocrural chez les personnes saines est d'environ 8° à 15° (Elmosrati, 2023), où la pointe distale de la fibula (malléole latérale) est plus basse que la pointe distale du tibia. En effet, le jeu articulaire de l'éversion de la cheville est naturellement limité par la malléole latérale distale et l'épais ligament deltoïde. Selon la biomécanique et l'alignement des os de la cheville, ce phénomène suggère que la répartition du poids des participants se faisait sur le membre inférieur du dessous (le membre avec extension du genou et inversion de la cheville) et alors vers le côté. Ceci peut être mis en relation avec nos résultats dans lesquels une augmentation de la vitesse moyenne du CP selon l'axe ML (V_{m-ml}) qui a été induite par l'inclinaison latérale de la surface d'appui en RI7/15 et LI7/15. Ces résultats sont en accord avec l'étude de Lin et Nussbaum (2012) et Simeonov et al. (2009). En outre, il a été mis en évidence par Anker et al. (2008) que le membre inférieur d'appui chargé a une activité de régulation cinétique plus élevée que le membre inférieur d'appui non chargé. Les auteurs ont alors suggéré que le membre inférieur d'appui chargé devient plus actif dans le maintien de l'équilibre. En générale, la stratégie de cheville est largement maintenue lorsque les deux pieds d'appui contribuent de manière égale. En cas de position debout sur l'inclinaison de la surface latérale, il s'agit d'une position plus complexe car elle réduit la taille de la base de support d'appui.

En outre, il faut considérer la nouvelle position angulaire en flexion des membres inférieurs controlatéraux, qui a compensé en partie l'élévation unilatérale du plateau d'inclinaison. Cette flexion nécessite une action de stabilisation des extenseurs du genou comme l'atteste la mesure EMG. La charge supportée par cette articulation est donc plus importante, ainsi que la fonction de coordination nécessaire pour la maintenir stable. Il faut rappeler que lorsque le genou est en extension, la tension des ligaments stabilise l'articulation dans les plans frontal et horizontal, les rotations et les mouvements de varus-valgus n'étant possibles que lorsque le genou est en flexion (Kapandji, 2011). Par conséquent, l'activité des muscles stabilisateurs doit être programmée et réalisée dans les trois plans lorsque le genou est fléchi dans des conditions de pente latérale.

La nécessité de la flexion du genou controlatéral est en principe destinée à maintenir le bassin à l'horizontal, ce qui implique l'activité musculaire du Quadriceps (activité musculaire accrue du RecF) dans le maintien de la position articulaire. La flexion dorsale, qui est considérée une position de verrouillage de la cheville, implique alors une augmentation de l'activité du TA,

probablement pour stabiliser l'articulation placée en fin d'amplitude articulaire. De même, nos résultats ont montré que l'activité musculaire du Soleus controlatéral semble diminuer comme le montre une diminution significative du %CMV du muscle Soleus gauche en RI15, mais non significative pour le Soleus droit en LI15. Cela pourrait donc révéler une forme d'asymétrie qui pourrait être lié au membre préférentiel du sujet.

L'absence de variation significative de l'activité musculaire de Biceps Femoris (BiF) peut s'expliquer par le fait que la gravité entraîne la hanche et le genou en flexion lorsque ceux-ci sont en position fléchie. L'action des extenseurs de la cuisse paraît alors être la seule requise.

5.1.b. D'un point de vue neurophysiologique

La configuration modifiée à partir de la cheville, du genou et de la hanche altère le système sensorimoteur (Zazulak et al., 2008), notamment une variation de l'entrée somatosensorielle. Cette dernière envoie le signal au système nerveux central pour qu'il déclenche des réponses musculaires contrôlant l'équilibre postural (Horak & Macpherson, 1996). Comme suggéré par Lin et Nussbaum (2012), Masani et al. (2003), et Mezzaranea et Kohn (2007), une position statique inhabituelle des membres inférieurs suivie d'une inclinaison latérale de la surface d'appui, entraîne une altération de l'acuité proprioceptive des articulations touchées en RI7 et LI7, et de manière plus importante en RI15/LI15 (flexion double du genou). En outre, il est possible que des plus grandes oscillations posturales selon l'axe ML (augmentation des Ym et Vm-ml) résultent d'une diminution de la précision de l'information fournie par la plante du pied pour localiser le CP (Meyer et al., 2004; Strzalkowski et al., 2018). Il s'agirait notamment des afférences de type I à adaptation rapide qui contribuent à faciliter les boucles réflexes cruciales pour le contrôle de l'équilibre. Ces afférences présentent, en fait, un couplage synaptique fort avec les motoneurons des membres inférieurs présents dans le bord latéral de la plante du pied et dans les orteils (Fallon et al., 2005).

5.1.c. Corrélation entre les données posturographiques et les résultats du questionnaire de stabilité

L'analyse du coefficient de corrélation de Pearson montre une relation significative entre les données subjectives sur le niveau de la perception de la stabilité réfléchi par chaque participant et la Vm ($p < 0,05$). Ce qui suggère que l'auto-évaluation subjective est une variable pertinente avec les données stabilométriques objectifs analysés. Elle montre que leur stabilité

était la plus faible lors des surfaces inclinées latérales à 15° (RI15/LI15) et à 7° (RI7/LI7), respectivement, par rapport à condition de référence H0.

D'ailleurs, nos résultats sont en accord avec des travaux antérieurs qui suggèrent que la stabilité perçue correspond bien aux mesures objectives du contrôle postural (Adkin et al., 2002; Nussbaum, 2003; Schieppati et al., 1999). Il est à noter que certains participants ont précisé que la station debout sur une surface inclinée latérale induisait des douleurs lombaires et du genou. Ce qui est en accord avec la suggestion de Lin et Nussbaum (2015) sur les effets de fatigue prononcés lors de l'inclinaison latérale de la surface d'appui, qui sont moins marqués lors de l'inclinaison en avant (cheville en flexion plantaire).

En définitive, nos résultats suggèrent que l'équilibre postural a diminué lors de la station debout sur des surfaces inclinées latérale, comme en témoignent par les résultats objectifs et subjectifs. De plus, les deux directions latérales (RI/LI) ont probablement des effets similaires (symétrique) sur le contrôle postural (d'après les valeurs Y0, Ym, Vm et Vm-ml). Ceux-ci correspondent bien aux travaux antérieurs de Lin et Nussbaum, (2012) et Simeonov et al. (2009). Cependant, il existe une certaine différence entre notre étude et ces derniers travaux. En effet, les participants de l'étude de Lin et Nussbaum se tenaient debout avec les pieds joints sur des surfaces inclinées latérales (de 0°, 18° et 26°) qui réduisaient la taille du polygone de sustentation. Pour l'étude de Simeonov et al. (2009), l'amplitude de l'inclinaison de la surface d'appui (45°) était beaucoup plus importante que les nôtres, et l'expérience s'est réalisée dans le plan oblique (semi-sagittal/frontal). De plus, leurs participants étaient tous des ouvriers masculins du bâtiment.

5.2. Limitations

Les limitations de l'étude peuvent être abordé sur certains points : aucune mesure de l'activité des muscles abducteurs/adducteurs de la hanche et des muscles inverseurs/renverseurs de la cheville n'a été effectuée, alors qu'ils peuvent être influencés par les surfaces latérales inclinées. Le changement des positions angulaires de la cheville en inversion et en éversion n'a pas non plus été mesuré. Enfin, les conditions expérimentales étaient nombreuses et pouvaient entraîner un effet de fatigue chez les participants durant la réalisation de l'expérience.

6. CONCLUSION

La deuxième étude de thèse s'est concentrée sur l'effet des surfaces d'appui inclinées dans le plan frontal sur l'équilibre postural. Elle a révélé une moindre stabilité lors de la station debout sur des surfaces inclinées latérales, de manière symétrique entre l'inclinaison de la surface d'appui vers la droite et la gauche. Cet effet s'explique par un changement des positions angulaires du genou et de la cheville qui se traduit par une posture asymétrique entre les deux membres inférieurs, une répartition asymétrique du poids du corps, et un changement du pattern d'activité des muscles des membres inférieurs.

« Etude 3 »

**Effet de l'inclinaison de la surface d'appui
au sol sur la performance et les ajustements
posturaux anticipateurs lors d'une tâche de
pointage unilatéral**

ETUDE 3 : Effet de l'inclinaison de la surface d'appui au sol sur la performance et les ajustements posturaux anticipateurs lors d'une tâche de pointage unilatérale

RESUME

INTRODUCTION : Les ajustements posturaux anticipateurs (APAs) visent à maintenir l'état d'équilibre de manière « préprogrammé » en compensant les perturbations dues au mouvement focal lui-même. Cependant, l'inclinaison de la surface d'appui au sol pourrait altérer les ajustements posturaux en raison d'une modification de la chaîne posturale à partir de la cheville. L'objectif de cette étude était d'explorer l'effet de la surface d'appui inclinée sur la performance et les APAs lors d'une tâche motrice dynamique.

METHODE : 15 sujets sains (10 femmes et 5 hommes) ($27,33 \pm 2,99$ ans) ont réalisé des tâches de pointage unilatéral à vitesse maximale dans cinq conditions d'inclinaison de la surface d'appui : 0° (H0), inclinaison en arrière à 7° et 15° (DF7 et DF15), inclinaison en avant à 7° et 15° (PF7 et PF15). Les APAs ont été mesurés à l'aide d'une plateforme de force, qui a permis de calculer leur amplitude (Δx_p) et leur durée (dAPAs) à partir du centre des pressions. La performance a été mesurée à l'aide de deux accéléromètres (axes antéro-postérieur et vertical) placés au niveau de la main et d'un troisième placé sur la cible. Les indices utilisés étaient la durée du mouvement focal (dMvF), et les pics d'accélération du mouvement volontaire dans la direction antéro-postérieure et verticale.

RESULTATS : Les résultats ont montré que Δx_p diminuait dans toutes les conditions d'inclinaison, par rapport à H0 [DF7, $p < 0,001$; DF15, $p < 0,05$; PF7 et PF15, $p < 0,001$], tandis que dAPAs augmentait avec la pente de la surface en flexion dorsale comme en flexion plantaire, avec les valeurs les plus élevées lors des inclinaisons à 15° [DF7, $p < 0,05$; DF15, $p < 0,001$; PF7, $p < 0,05$; et PF15, $p < 0,001$]. Pour la performance du mouvement focal, dMvF s'est uniquement révélé augmenté en PF15 ($p < 0,05$) tandis qu'aucune variation n'a été observée pour les pics d'accélération.

CONCLUSION : Il apparaît que l'inclinaison de la surface d'appui rend plus difficile la compensation de la perturbation induite par le mouvement focal, ce qui nécessite une augmentation de la durée des APAs afin de maintenir constante la performance de la tâche.

Mots clés : Ajustements posturaux anticipateurs, tâche de pointage, équilibre, surface en pente, capacité posturo-cinétique.

1. INTRODUCTION

Les mouvements simples que nous réalisons dans la vie quotidienne nécessitent une coordination entre la chaîne focale et la chaîne posturale (Bernstein, 1935 ; Galfand, 1966). La chaîne focale fait référence aux segments corporels mobilisés qui servent au mouvement volontaire pour effectuer la tâche prescrite ou la performance motrice. La chaîne posturale fait référence aux segments du reste du corps qui ne sont pas liés directement au mouvement intentionnel. D'un point de vue pratique, la commande motrice est adressée aux membres inférieurs et au tronc (segments posturaux) durant le mouvement des membres supérieurs (segments focaux) (Bouisset et Do, 2008). Selon le principe d'action/réaction de Newton, la réalisation du mouvement volontaire entraîne une perturbation de la stabilité du corps. En effet, l'exécution d'un mouvement volontaire induit des transferts d'énergie à partir d'une force d'inertie résultant de la contraction musculaire (Massion, 1992) et des couples mécaniques internes agissant sur la chaîne cinématique multi-segmentaire, entre l'épaule et le polygone de sustentation segmentaire (Bouisset, 2002; Friedli et al., 1988; Klous et al., 2011), ce qui engendre alors des déplacements du centre de gravité (CG) du corps. De ce fait, l'activité posturale associée aux mouvements volontaires comme le mouvement des segments supérieurs exige des ajustements posturaux en feed-forward (Moore et al., 1992; Santos et al., 2010) visant à maintenir l'état d'équilibre en compensant les perturbations dues au mouvement focal lui-même (Belenski et al., 1967; Bouisset & Zattara, 1981; Cordo & Nashner, 1982). D'ailleurs, ces ajustements posturaux permettent également un mouvement focal efficace (Bouisset et Le Bozec, 2002). Ces capacités sont connues sous le nom de concept de capacité posturo-cinétique (CPC), développé par Bouisset et Zattara (1983) qui se définit comme « la capacité du système musculosquelettique de développer les phénomènes dynamiques posturaux face à une perturbation de la posture induite par des mouvements segmentaires afin de limiter ses effets négatifs sur la stabilité du corps, et ainsi de réaliser simultanément une performance motrice correcte ».

Les ajustements posturaux anticipateurs (APAs) sont décrits comme des activités musculaires inconscientes visant à maintenir l'équilibre du corps entier lors des performances motrices volontaires. Elles sont également connues pour contribuer à initier le déplacement du centre de masse (CM) du corps pendant les mouvements du corps (Bouisset & Do, 2008; Massion, 1992), par exemple l'initiation de la marche (Brenière et al., 1987). D'après Bouisset et al. (2000), les APAs impliquent des mouvements préprogrammés de la chaîne posturale, c'est-à-dire

qu'ils précèdent le début du mouvement volontaire en fonction de la vitesse et de la charge d'inertie du mouvement volontaire à venir. Ils peuvent être décrits en termes d'amplitude et de durée. En effet, la durée des APAs dépend de la cinématique du mouvement volontaire, tandis que l'amplitude d'APA est liée à sa dynamique (Bouisset et al., 2000).

Pour étudier la coordination entre posture et mouvements des membres supérieurs, un grand nombre d'études se sont concentrées sur la tâche de pointage ou le mouvement rapide du bras (Bouisset, 2002; Callegari et al., 2018; Pienciak-Siewert et al., 2020; Smith et al., 2020). La tâche de pointage est considérée comme une tâche motrice double qui est une combinaison entre un mouvement focal et postural (Tomita et al., 2020). L'exécution d'une tâche de pointage représente donc une méthode d'évaluation du pattern des APAs (Bouisset, 2002; Bouisset et Zattara, 1987; Horak et al., 1984; Smith et al., 2020) et des caractéristiques de la performance en termes de précision, vitesse... (Bouisset, 2002). La mise en évidence du rôle de la mobilité de la chaîne posturale sur la performance motrice du membre supérieur en position assise et debout a été démontrée par Lino et al. (1992) et Teysseire et al. (2000), qui ont constaté que la mobilité accrue des segments posturaux en position debout favorise une meilleure contre-perturbation posturale, par rapport à la position assise. Ce qui contribue à l'efficacité du mouvement focal (Bouisset et Le Bozec, 2002; Bouisset et Zattara, 1981; Le Bozec et Bouisset, 2004). De plus, Yiou et al. (2007) ont réalisé des expériences sur des tâches de pointage à vitesse maximale pour différentes tailles de surface d'appui (écartement des pieds). Ils ont mis en évidence que la performance motrice dépend de la taille du polygone de sustentation et que les APAs dépendent de la configuration de la chaîne posturale.

Pour le mouvement des membres supérieures, l'élévation uni/ bilatérale du bras ou la tâche de pointage rapide en posture debout (Yiou et al., 2007) permet de diriger ces forces d'inertie orientées de l'ensemble du corps vers l'avant et vers le haut, ce qui nécessite alors des forces de réactions (APAs) en sens inverse des segments posturaux situés à distance du mouvement focal pour minimiser la perturbation affectant l'état de stabilité (Bouisset, 2002; Bouisset et Zattara, 1987, 1988 ; Massion, 1992; Yiou et al., 2007). D'après le concept de CPC, la qualité de la performance motrice dépend de la mobilité de la chaîne posturale, en particulier au niveau du tronc pour les membres supérieurs (Bouisset et Le Bozec, 2002; Bouisset et Zattara, 1981; Le Bozec et Bouisset, 2004).

Le « Bureau of Labor Statistics » (BLS) a rapporté que les pentes peuvent entraîner des accidents du travail dans le secteur de la construction et sont à l'origine des chutes. En 2020, le BLS a signalé 368 cas d'accident du travail par chute, glissade et trébuchement dont 83 cas de construction de bâtiments. D'ailleurs, l'organisation mondiale de la santé (OMS) (WHO, 2021) a déclaré que les chutes sont considérées comme la deuxième cause de décès accidentels dans le monde. En fait, l'exécution d'une tâche sur le toit (i.e., construction, ...) est considérée comme un défi pour le contrôle de l'équilibre (Simeonov et al., 2003; Sun et al., 1996; Wade et al., 2014). D'après Wade et Davis (2009), il existe une instabilité posturale chez les ouvriers après qu'ils ont effectué des tâches motrices prolongées sur une surface d'appui inclinée, en raison de la fatigue musculaire. Lu et al. (2015) ont étudié une tâche de port de charge de 2,2kg sur une surface d'appui inclinée à 0°, 14° and 26°. Ils ont constaté une augmentation de l'activité musculaire des membres inférieurs, notamment le Tibialis anterior, étant associé à la fatigue musculaire. Cependant, ces travaux n'ont pas évalué la performance de la tâche lors de la station debout sur une surface inclinée. Par conséquent, à notre connaissance, il n'existe aucune étude portant sur l'effet de l'inclinaison de la surface d'appui au sol inclinée sur la performance et les APAs d'une tâche de pointage, alors que cette condition peut être fréquemment retrouvée dans la vie quotidienne. La station debout sur une surface inclinée pourrait altérer la bonne exécution des ajustements posturaux et par conséquent la performance du mouvement focal. Il y aurait donc nécessité d'adaptation des programmes moteurs de contrôle postural associés aux mouvements des membres supérieurs, avec prise en compte de nouvelles exigences posturales (Gantchev & Dimitrova, 1996).

Nous émettons donc l'hypothèse que pour une tâche de pointage unilatérale du membre supérieur, la station debout sur surface inclinée est susceptible d'induire une réorganisation des APAs en matière d'amplitude et de durée, et d'altérer la performance de la tâche.

Après les études 1 et 2 consacrées à l'effet des surfaces inclinées sur la posture debout statique, l'étude 3 vise à explorer leurs conséquences sur une tâche de pointage unilatérale en matière d'APAs et mouvement focal. Le paradigme expérimental impliquera des mesures sur plateforme de force évaluant les APAs, associé à mesures accélérométriques mesurant la performance de la tâche.

2. MATERIEL ET METHODE

2.1. Participants

2.1.a. Critères de sélection des participants

Critères d'inclusion :

1. Participants en bonne santé âgés de 18 à 35 ans ;
2. Participants doivent être droitiers ;
3. Avoir une amplitude normale de mouvement de la cheville entre 10° à 20° flexion dorsale et 40° à 50° flexion plantaire (Brockett et Chapman, 2016) ;

Critères d'exclusion :

1. Toute pathologie susceptible d'altérer la fonction du système musculosquelettique ou du système nerveux ;
2. Antécédents médicaux concernant le système musculosquelettique et le système nerveux au cours des 2 dernières années ;
3. Séquelles de pathologies susceptibles d'influencer la condition physique et le contrôle postural ;
4. Traitement médicamenteux pouvant influencer le contrôle de l'équilibre ;
5. Consommation d'alcool dans les 12 heures précédant l'expérimentation.

Pour tous ces critères, les participants seront interrogés lors de la prise de rendez-vous et préalablement à l'expérimentation. De plus, les sujets seront également interrogés sur le niveau de leur activité physique et sportive. Les informations personnelles de chaque sujet sont notées dans la fiche participant après anonymisation. Tous les participants ont donné leur consentement éclairé avant de participer à ces expériences.

2.1.b. Caractéristiques de la population étudiée

15 sujets droitiers sains (10 femmes et 5 hommes) ont participé à cette étude. L'âge, la masse, la taille et l'indice de masse corporelle (moyenne \pm SD) était de 27,33 \pm 2,99 ans, 62,47 \pm 10,34 kg, 167,33 \pm 8,57 cm et 22,27 \pm 2,97, respectivement. Ils n'avaient pas de restriction de mobilité articulaire de la cheville et ne présentaient pas de troubles qui interfèrent avec l'équilibre. Les caractéristiques physiques des participants sont présentées dans le **Tableau 11**. Les participants ont été recrutés par la faculté des sciences du sport de l'Université Paris Saclay (doctorants du Laboratoire CIAMS), l'Hôpital Paul Brousse, par relations

personnelles ou en réponse à la plaquette de l'annonce (**Annexe 4**). Le protocole expérimental a été approuvé par le comité d'éthique local, CER Paris-Saclay, avec la référence CER-Paris-Saclay-2024-500. Un consentement éclairé écrit a été obtenu de chaque participant, conformément à la déclaration d'Helsinki.

Tableau 11. Caractéristiques physiques des participants de l'étude 3.

N° sujet	Sexe	Âge	Poids (kg)	Taille (cm)	IMC	MS dominant
1 SLA	H	29	85	180	26,2	Droitier
2 LQU	H	27	70	168	24,8	Droitier
3 NHU	F	31	53	162	20,2	Droitier
4 TDE	H	30	61	170	21,1	Droitier
5 YSU	F	32	56	159	22,2	Droitier
6 TYA	F	25	57	166	20,7	Droitier
7 HWA	H	26	65	185	19	Droitier
8 AHA	H	26	71	174	23,5	Droitier
9 ADE	F	26	52	160	20,3	Droitier
10 DTE	F	29	49	153	20,9	Droitier
11 HRM	F	31	62	162	23,6	Droitier
12 CFU	F	25	60	165	22	Droitier
13 SAT	F	28	57	177	18,2	Droitier
14 VNG	F	22	58	164	21,6	Droitier
15 SMO	F	23	81	165	29,8	Droitier
Moyenne ± SD		27,33 ± 2,99	62,47 ± 10,34	167,33 ± 8,57	22,27 ± 2,97	

2.2. Dispositif expérimental

2.2.a. Plateforme de force

Idem étude 1

2.2.b. Système d'acquisition

Idem étude 1

2.2.c. Système d'inclinaison

Idem étude 1

2.2.d. Accéléromètre

Les accéléromètres utilisés dans l'étude sont les accéléromètres XA1010 (FGP Sensors, Les Clayes Sous-Bois, France) placés sur un cube selon les axes X-ap et Z-Ve (**Figure 75A**). Le cube était positionné sur la première commissure de la main active du sujet au moyen de

bandes velcro (**Figure 76**). Un autre accéléromètre a été fixé sur le support de la cible pour détecter le moment de l'impact (**Figure 75B**), devant la plateforme de force.

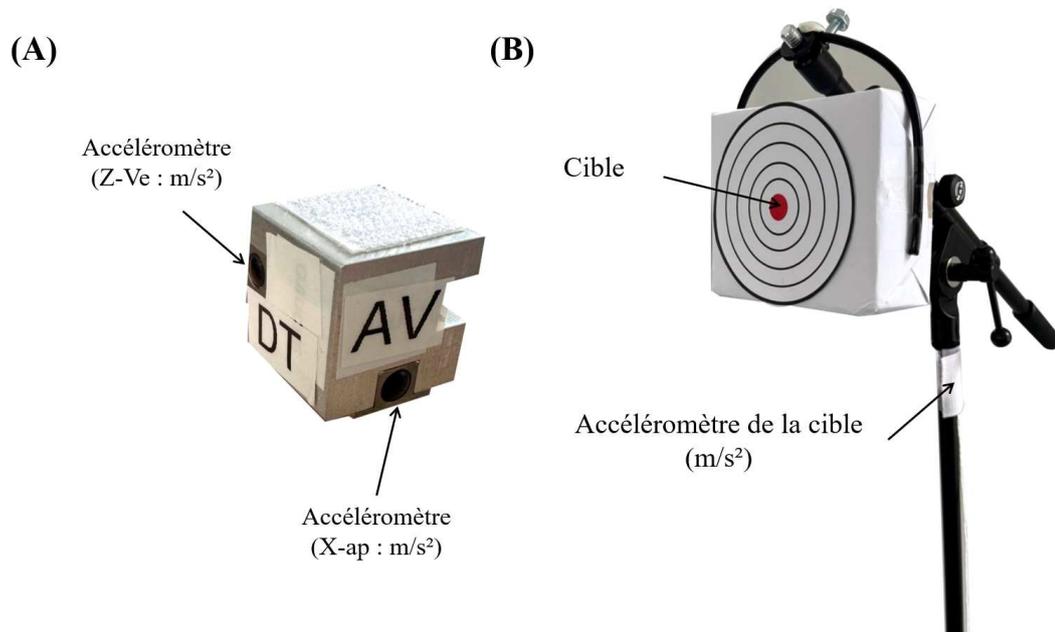


Figure 75. (A). Accéléromètres placés selon les axes antéro-postérieur (X-ap: m/s²) et vertical (Z-Ve: m/s²) ; (B). La cible et l'accéléromètre de la cible (m/s²).

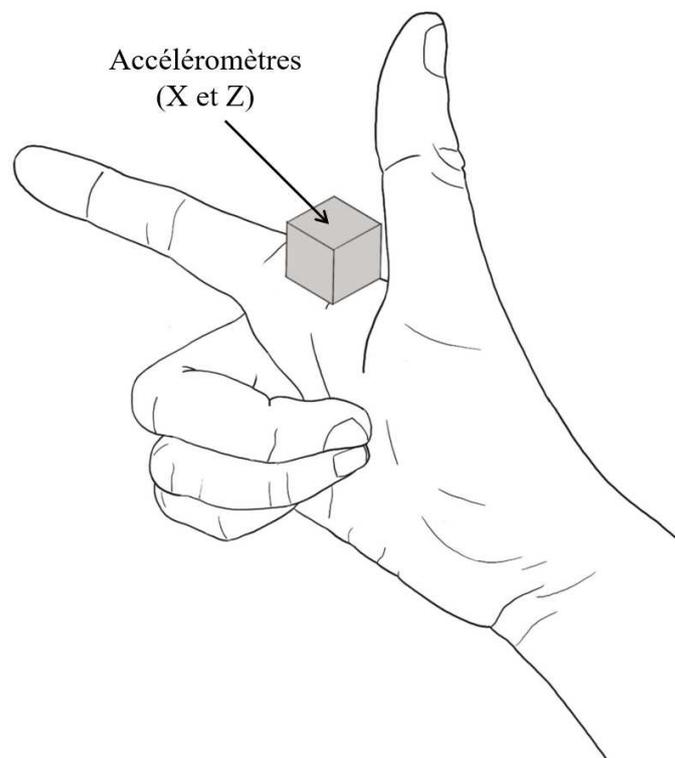


Figure 76. L'emplacement d'accéléromètres sur la première commissure de la main active.

- **Acquisition et traitement des signaux**

- Plateau de forces AMTI OR-6 : 6 voies ;
- Compact Daq modules 9215 sorties BNC ; fréquence d'acquisition = 500 Hz (**Figure 77**) ;
- 3 voies d'accélération selon l'axe AP (m/s^2), vertical (m/s^2) et de la cible (m/s^2) à l'aide de l'accéléromètre sur le logiciel LabVIEW (**Figure 78**).



Figure 77. Amplificateur pour 3 accéléromètres.

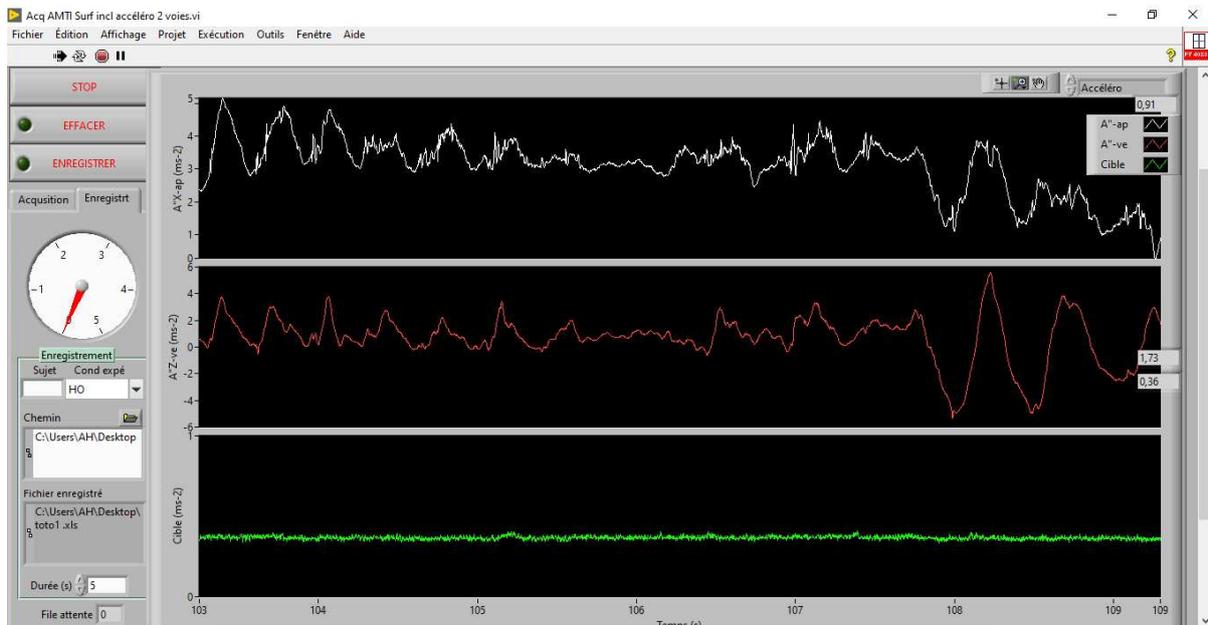


Figure 78. Données brutes des vitesses maximales à l'aide des accéléromètres dans l'axe AP (X-ap : m/s^2) et vertical (Z-Ve : m/s^2) et la cible sur le logiciel LabVIEW.

2.3. Protocole expérimental

2.3.a. Conditions expérimentales

5 différentes conditions expérimentales d'inclinaison de la surface utilisés :

1. Position/ condition de référence de 0° (**H0**) ;
2. Flexion dorsale de la cheville (inclinaison en arrière) à 7° (**DF7**) ;
3. Flexion dorsale de la cheville (inclinaison en arrière) à 15° (**DF15**) ;
4. Flexion plantaire de la cheville (inclinaison en avant) à 7° (**PF7**) ;
5. Flexion plantaire de la cheville (inclinaison en avant) à 15° (**PF15**).

2.3.b. Plan expérimental

Les sujets se tiennent debout avec les pieds nus sur le plateau d'inclinaison à la largeur des hanches et les malléoles médiales positionnées en regard de l'axe transversal du plateau. Les participants devaient passer 8 essais par condition. Ils devaient alors passer au total 40 essais (8 essais x 5 conditions expérimentales). L'ordre des conditions était aléatoire pour éviter tout effet de rang, à partir de la position de référence (H0). Le membre supérieur non actif est ballant, le membre supérieur actif est positionné bras vertical et avant-bras à 90° de flexion, index pointant vers l'avant. La cible de 10,5cm de diamètre (**Figure 75B**) était positionnée de manière à ce que le centre (point rouge) puisse être atteint par l'index du membre supérieur qui pointait, le coude étant complètement tendu et le bras formant un angle de 90° avec le tronc. La tâche consiste à effectuer un mouvement de pointage le plus rapide possible pour atteindre le centre de la cible lors de la station debout sur différentes conditions d'inclinaison de la surface d'appui dans le plan sagittal (-15°, -7°, 0°, +7°, +15°) (**Figure 79**). Le début de la tâche intervient après le signal "TOP" donné par l'expérimentateur. Après avoir atteint la cible, le sujet devait maintenir son bras actif pendant 2sec sur la cible avant de revenir à la position de repos. Les participants ont eu un temps de repos entre deux essais de 20sec et entre chaque condition de 2 minutes. Il était demandé au sujet d'être plus attentif à la vitesse maximale du mouvement qu'à la précision de l'atteinte de la cible.



Figure 79. Réalisation de la tâche de pointage en condition (PF7) : Position de départ (gauche) et position d'arrivée (droite).

2.3.c. Déroulement détaillé de l'expérimentation

1. Accueil du participant, remplissage du questionnaire permettant de vérifier que les critères d'éligibilité sont bien remplis et compréhension et accord du protocole.
2. Echauffement du sujet (2 minutes) (**Annexe 2**).
3. Ajuster la taille de la cible à la hauteur et à la longueur de l'épaule du membre supérieur dominant du sujet en position de pointage lorsqu'il se tient debout sur la planche inclinée (0°) posée sur la plate-forme de force.
4. Pose de deux accéléromètres sur la première commissure de la main du membre supérieur dominant au moyen de bandes velcro, et d'un accéléromètre sur la cible.
5. Phase de familiarisation avec la tâche de pointage.
6. Phase expérimentale (**Figure 80**) : 5 conditions d'inclinaison de surface avec 8 essais par condition.
7. Retrait des accéléromètres et fin du protocole.

La durée expérimentale est d'environ 20 minutes au total.

L'ensemble des expérimentations sera réalisé dans l'Unité de Recherche CIAMS à l'Hôpital Paul Brousse, Villejuif, France.

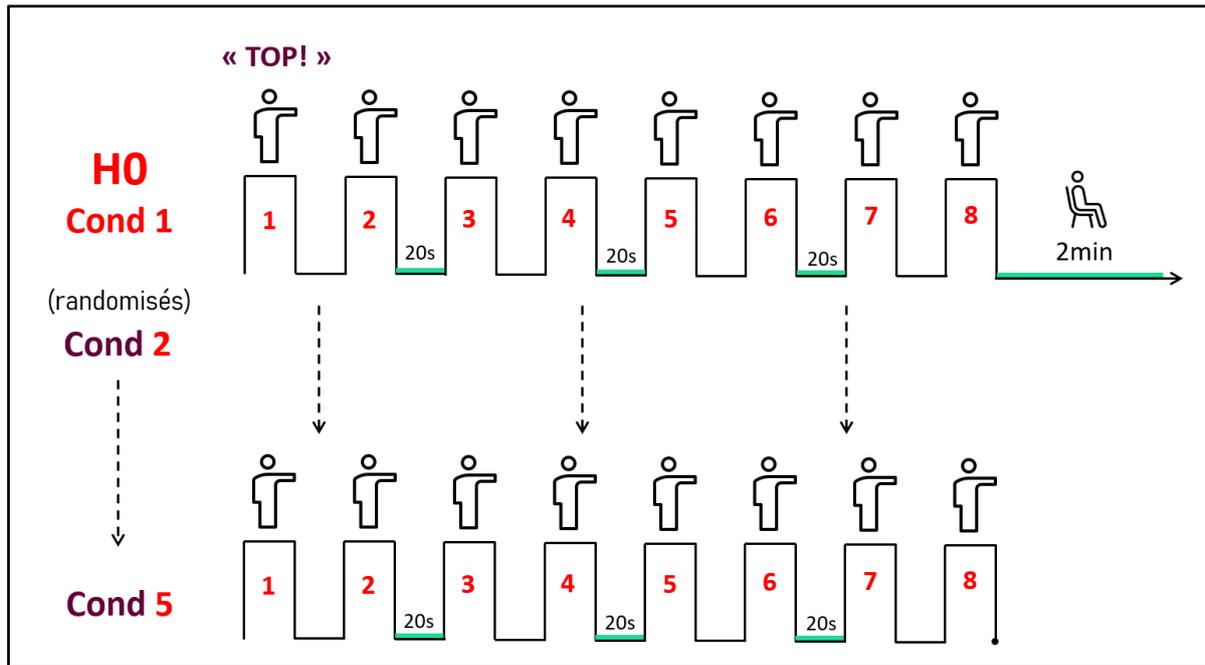
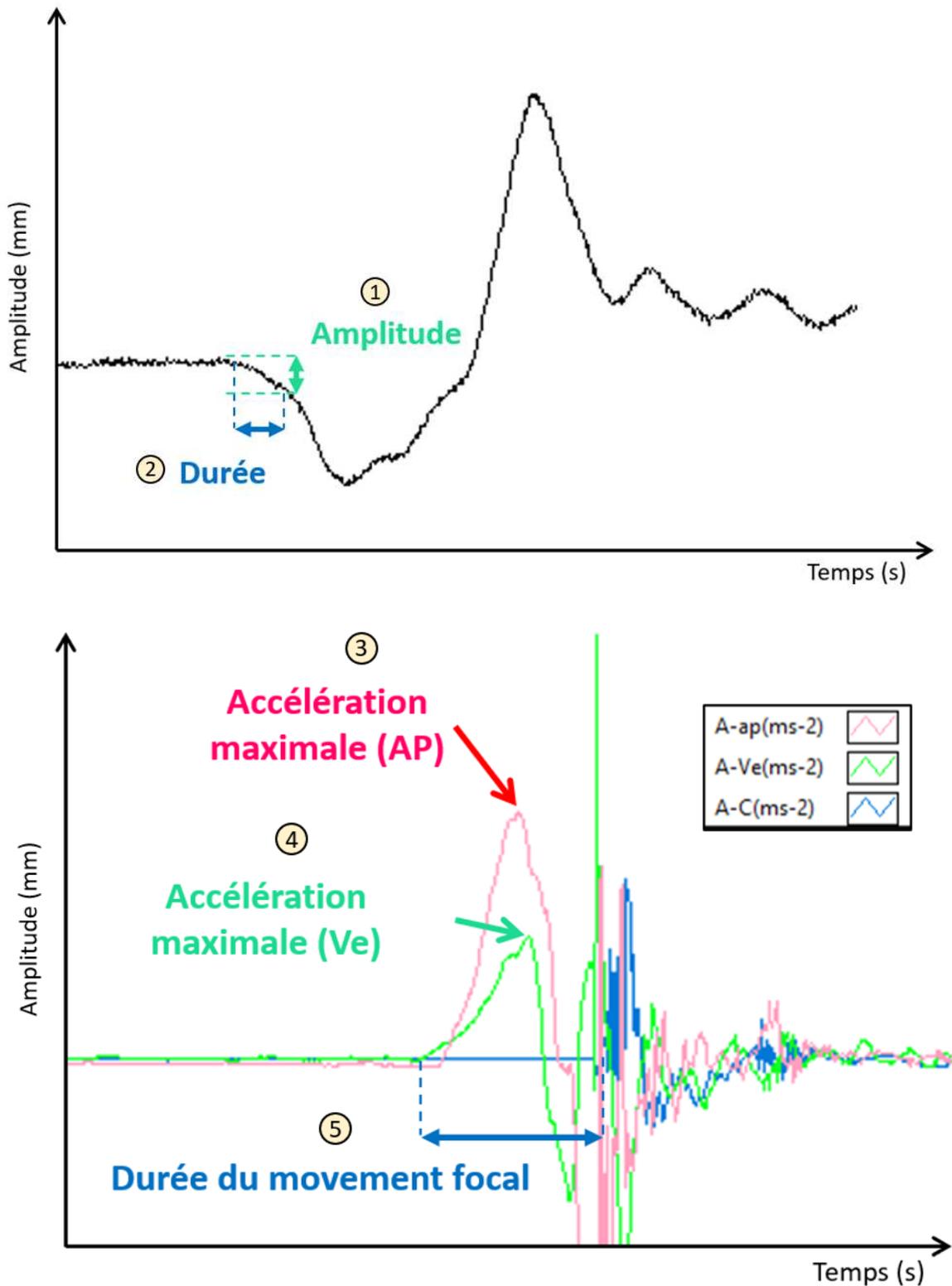


Figure 80. Exécution du protocole de l'étude 3 sur la performance des tâches de pointage unilatéral.

3. ANALYSE DES DONNEES

3.1. Indices d'ajustements posturaux et de performance

Les indices d'ajustements posturaux et de performance d'une tâche de pointage sont analysés à partir des paramètres présentés **Figure 81**:



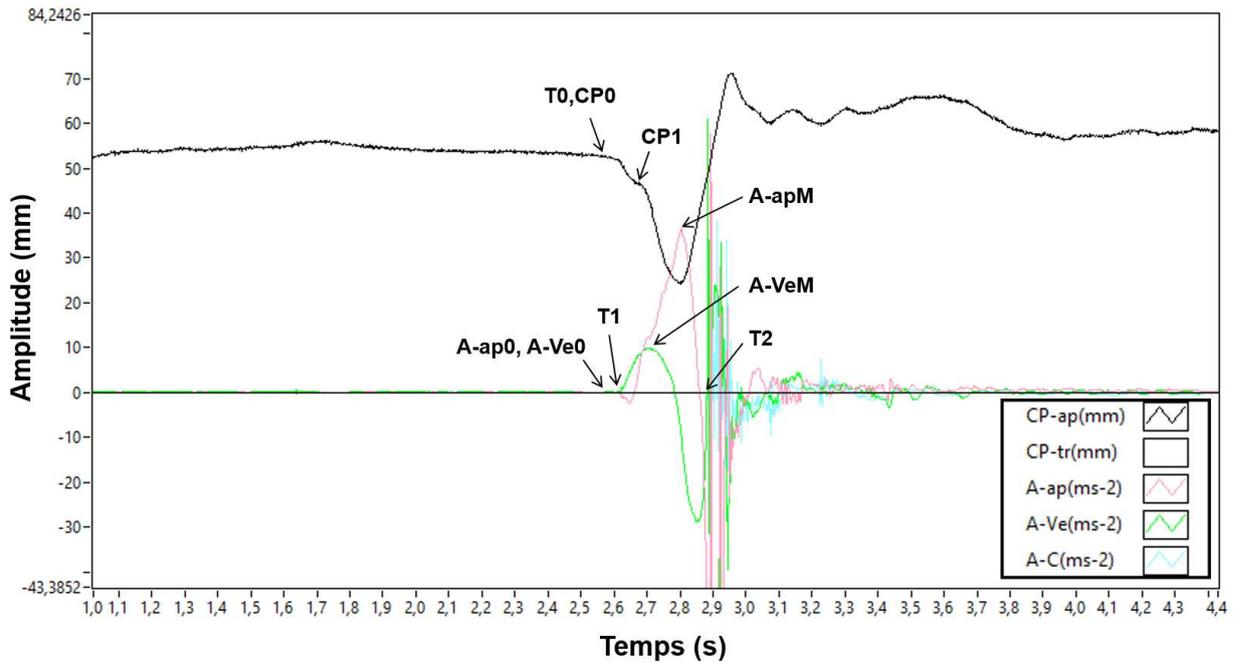


Figure 81. Exemple d'un tracé brut d'un sujet en condition de référence (H0) montrant les indices utilisés.

L'axe X représente le temps en secondes (s) et l'axe Y représente l'amplitude en millimètres (mm). Les tracés en noir, rose, vert et bleu représentent le déplacement du centre des pressions (CP), l'accélération du mouvement focal selon l'axe antéro-postérieur [A-ap (mm/s^2)], l'axe vertical [A-Ve (mm/s^2)] et la cible [A-C (mm/s^2)]. Les indices d'ajustements posturaux et de performance étaient analysés à partir des paramètres suivants : T0 (s) = début de l'inflexion du centre des pressions selon l'axe antéro-postérieur (CP-ap); T1 (s) = début de l'inflexion de l'accélération dans la direction antéro-postérieure (A-ap) ou verticale (A-Ve); T2 (s) = début de l'inflexion de l'accélération de la cible (A-c); CP0 (mm) = début de l'inflexion du CP-ap ; CP1 (mm) = valeur maximale du CP-ap pendant les APAs; A-ap0 et A-Ve0 (mm/s^2) = valeur à T0; A-apM et A-VeM (mm/s^2) = valeur maximale d'accélération dans la direction antéro-postérieure et verticale.

3.2. Calcul des indices d'APAs et de performance

- 1) **Amplitude des APAs (Δxp)** : l'amplitude des APAs correspond au déplacement maximal du CP vers l'arrière pendant les APAs, (CP1-CP0).
- 2) **Durée des APAs (dAPAs)** : la durée des APAs correspond au délai entre le début du déplacement du CP (T0) et le moment où le CP atteint sa position la plus reculée (T1), (T1-T0).
- 3) **Durée du mouvement focal (dMvF)** : la durée du mouvement focal correspond au délai entre le moment d'atteinte de la cible (T2) et le moment du début du mouvement focal (T1), (T2-T1).
- 4) **Accélération maximale du mouvement focal dans la direction antéro-postérieure (A-apM)** : L'accélération maximale du mouvement focal du bras actif dans la direction

antéro-postérieure correspond à la différence entre le pic d'accélération et l'accélération au moment du début du mouvement focal (T1), (A-apM - A-ap0).

5) Accélération maximale du mouvement focal dans la direction verticale (A-VeM) :

L'accélération maximale du mouvement focal du bras actif dans la direction verticale correspond à la différence entre le pic d'accélération et l'accélération au moment du début du mouvement focal (T1), (A-VeM - A-Ve0).

3.3. Analyse statistique

L'analyse statistique consistait en une analyse de variance (ANOVA) à mesures répétées à un facteur, avec cinq modalités du niveau d'inclinaison de la surface d'appui au sol : H0, DF7, DF15, PF7, PF15. L'ANOVA a été réalisée à l'aide du logiciel JASP version 0.18.3.0, Pays-Bas. Lorsque la différence statistique a été atteinte, elle a été suivie d'un test statistique du contraste simple avec H0 comme condition de référence. Le niveau de différence statistiquement significative a été fixé pour un risque d'erreur inférieur à 5% ($p < 0,05$).

3. RESULTATS

3.1. Ajustements posturaux anticipateurs (APAs)

L'ANOVA à mesures répétées a révélé un effet global ($p < 0,001$) de l'inclinaison de la surface d'appui au sol sur l'amplitude des APAs (Δxp). L'analyse de contraste simple a révélé que l'amplitude des APAs évaluée par Δxp diminue dans toutes les conditions d'inclinaison comparativement à H0 [DF7 : $p < 0,01$; DF15 : $p < 0,05$; PF7 : $p < 0,001$ et PF15 : $p < 0,001$] (**Figure 82A**). A l'inverse, on observe un effet global ($p < 0,001$) pour la durée des APAs (dAPAs), qui cette fois augmente dans toutes les conditions d'inclinaison comparativement à H0, avec les valeurs les plus élevées pour les inclinaisons à 15° [DF7 : $p < 0,05$; DF15 : $p < 0,001$; PF7 : $p < 0,05$ et PF15 : $p < 0,001$] (**Figure 82B**). Toutes les valeurs pour les paramètres d'APAs sont présentées dans le **Tableau 12**.

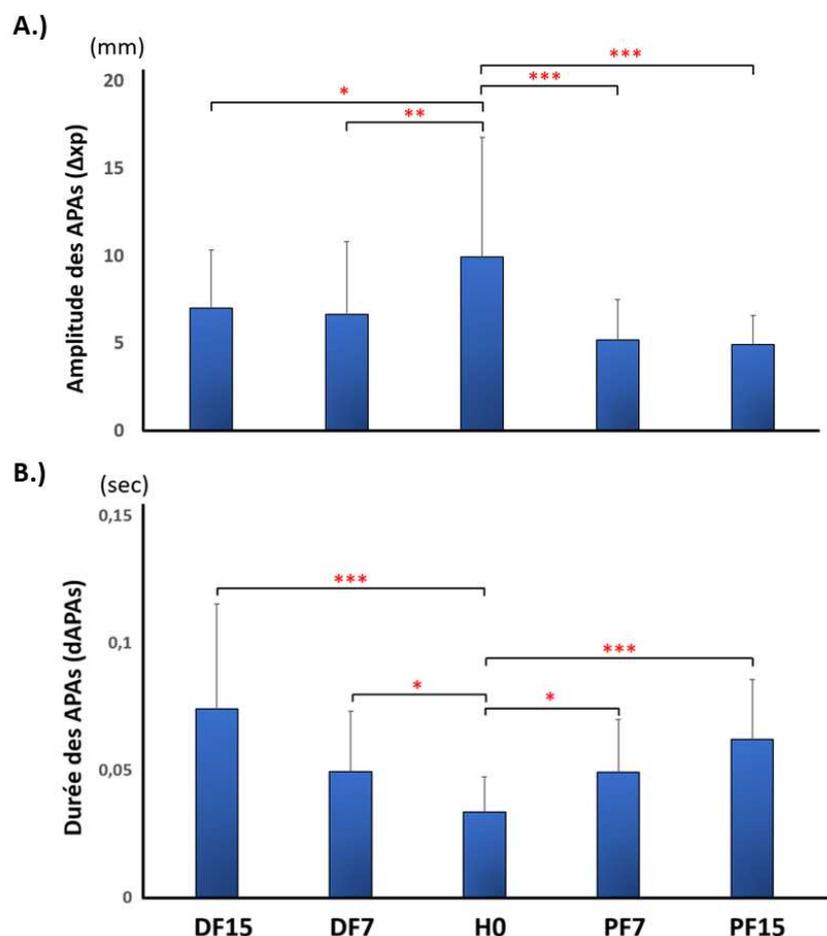


Figure 82. (A.) Amplitudes (Δxp) et (B.) durées des APAs (dAPAs) en fonction de l'inclinaison de la surface d'appui.

Les amplitudes des ajustements posturaux anticipateurs (Δxp) et les durées des ajustements posturaux anticipateurs (dAPAs) sont présentées dans chaque condition de surface inclinée : condition de référence (H0), flexion dorsale à 7° (DF7) et 15° (DF15), flexion plantaire à 7° (PF7) et 15° (PF15), (* $p < 0,05$, ** $p < 0,01$ et *** $p < 0,001$).

Tableau 12. Paramètres des ajustements posturaux anticipateurs (APAs) en fonction de l'inclinaison de la surface.

	Δxp (mm)	p	dAPAs (s)	p
H0	9,965 ± 6,812		0,034 ± 0,014	
DF7	6,672 ± 4,158	**	0,050 ± 0,024	*
DF15	7,018 ± 3,315	*	0,074 ± 0,041	***
PF7	5,196 ± 2,329	***	0,049 ± 0,021	*
PF15	4,958 ± 1,653	***	0,062 ± 0,023	***

Les valeurs moyennes ± écarts types sont exprimées pour la durée (dAPAs) et l'amplitude (Δxp) des APAs. Les conditions expérimentales sont : condition de référence (H0), flexion dorsale à 7° (DF7) et 15° (DF15), flexion plantaire à 7° (PF7) et 15° (PF15). Les valeurs p de l'analyse de contraste simple, avec H0 comme condition de référence, sont présentées, (* $p < 0,05$, ** $p < 0,01$, *** $p < 0,001$).

3.2. Performance

L'ANOVA à mesures répétées a révélé un effet global ($p < 0,01$) de l'inclinaison de la surface d'appui au sol sur la durée du mouvement focal (dMvF). L'analyse de contraste simple n'a cependant révélé que dMvFs ne diminue qu'en inclinaison en avant à 15° PF15 ($p < 0,05$) (**Figure 83**). En revanche, aucun effet n'a été trouvé pour l'accélération maximale du mouvement focal du bras actif vers la cible dans la direction antéro-postérieure (A-apM) ($p = 0,729$) (**Figure 84A**) ou dans la direction verticale (A-VeM) (**Figure 84B**) ($p = 0,232$). Toutes les valeurs sur la performance des tâches de pointage sont présentées dans le **Tableau 13**.

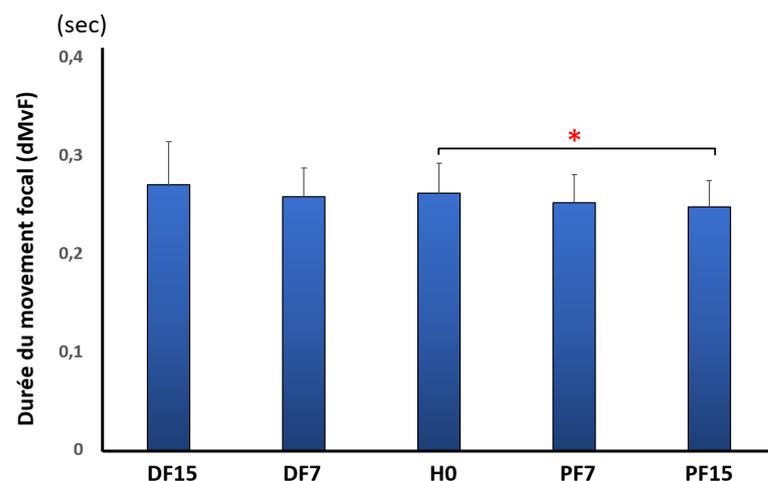


Figure 83. Durée du mouvement focal (dMvF) en fonction de l'inclinaison de la surface d'appui

dMvF est présenté dans chaque condition de surface inclinée : condition de référence (H0), flexion dorsale à 7° (DF7) et 15° (DF15), flexion plantaire à 7° (PF7) et 15° (PF15), (* $p < 0,05$).

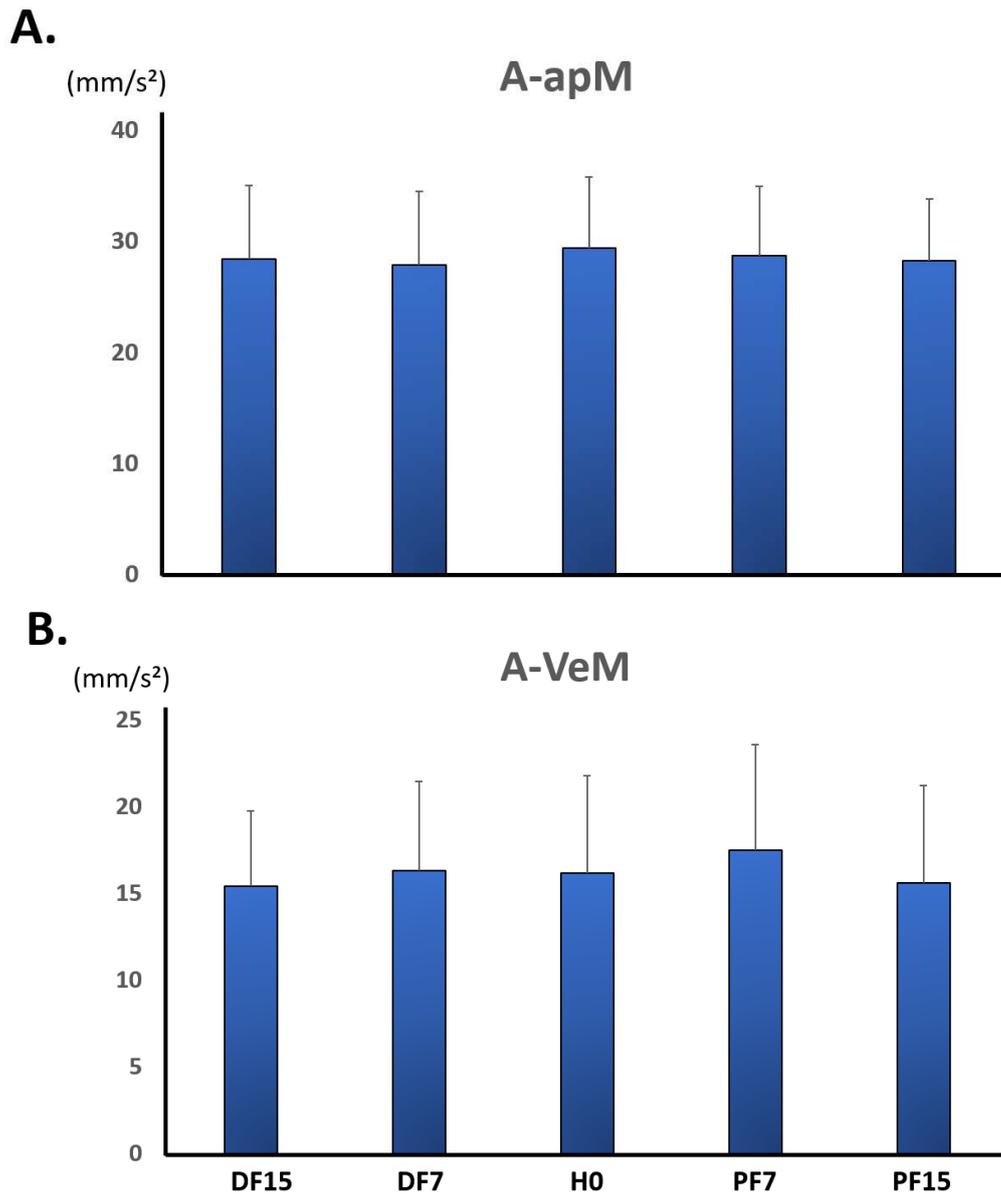


Figure 84. (A.) Accélération maximale du mouvement focal dans la direction antéro-postérieure (A-apM) et (B.) dans la direction verticale (A-VeM) en fonction de l'inclinaison de la surface d'appui.

Les données sont pour chaque condition de surface inclinée : condition de référence (H0), flexion dorsale à 7° (DF7) et 15° (DF15), flexion plantaire à 7° (PF7) et 15° (PF15), avec aucun effet significatif n'a trouvé.

Tableau 13. Paramètres de performance de la tâche de pointage en fonction de l'inclinaison de la surface.

	dMvF (s)	p	A-apM (mm/s ²)	p	A-VeM (mm/s ²)	p
H0	0,262 ± 0,030		29,45 ± 6,41		16,18 ± 5,65	
DF7	0,258 ± 0,029	NS	27,91 ± 6,66	NS	16,31 ± 5,18	NS
DF15	0,270 ± 0,044	NS	28,46 ± 6,66	NS	15,44 ± 4,35	NS
PF7	0,252 ± 0,028	NS	28,80 ± 6,20	NS	17,53 ± 6,06	NS
PF15	0,248 ± 0,030	*	29,45 ± 1,66	NS	15,63 ± 5,59	NS

Les valeurs moyennes ± écarts types sont exprimées pour la durée du mouvement focal (dMvF), l'accélération maximale du mouvement focal dans la direction antéro-postérieure (A-apM) et verticale (A-VeM) en millimètre par seconde carrée. Toutes les conditions expérimentales sont présentées : condition de référence (H0), flexion dorsale à 7° (DF7) et 15° (DF15), flexion plantaire à 7° (PF7) et 15° (PF15). Les valeurs P de l'analyse de contraste simple, avec H0 comme condition de référence, sont présentées. (*p < 0,05 et NS = non significatif).

La **Figure 85** illustre les paramètres d'APAs et de performance de la tâche calculés à partir des tracés du CP et des données d'accélération. L'aire des parcours temporels de l'amplitude des APAs, la durée des APAs, et des tracés d'accélération du mouvement focal de la main lors d'une tâche de pointage dans les conditions d'inclinaison sont également représentés sur la **Figure 85**. Il peut être observé visuellement que l'amplitude des APAs (Δxp) semble être la plus importante en condition de référence H0, tandis que la durée des APAs (le temps entre la ligne 1 et 2, **Figure 85**) semble être la moins importante. Pour les conditions d'inclinaison de la surface d'appui, les tracés ont révélé au contraire une augmentation de la durée d'APAs.

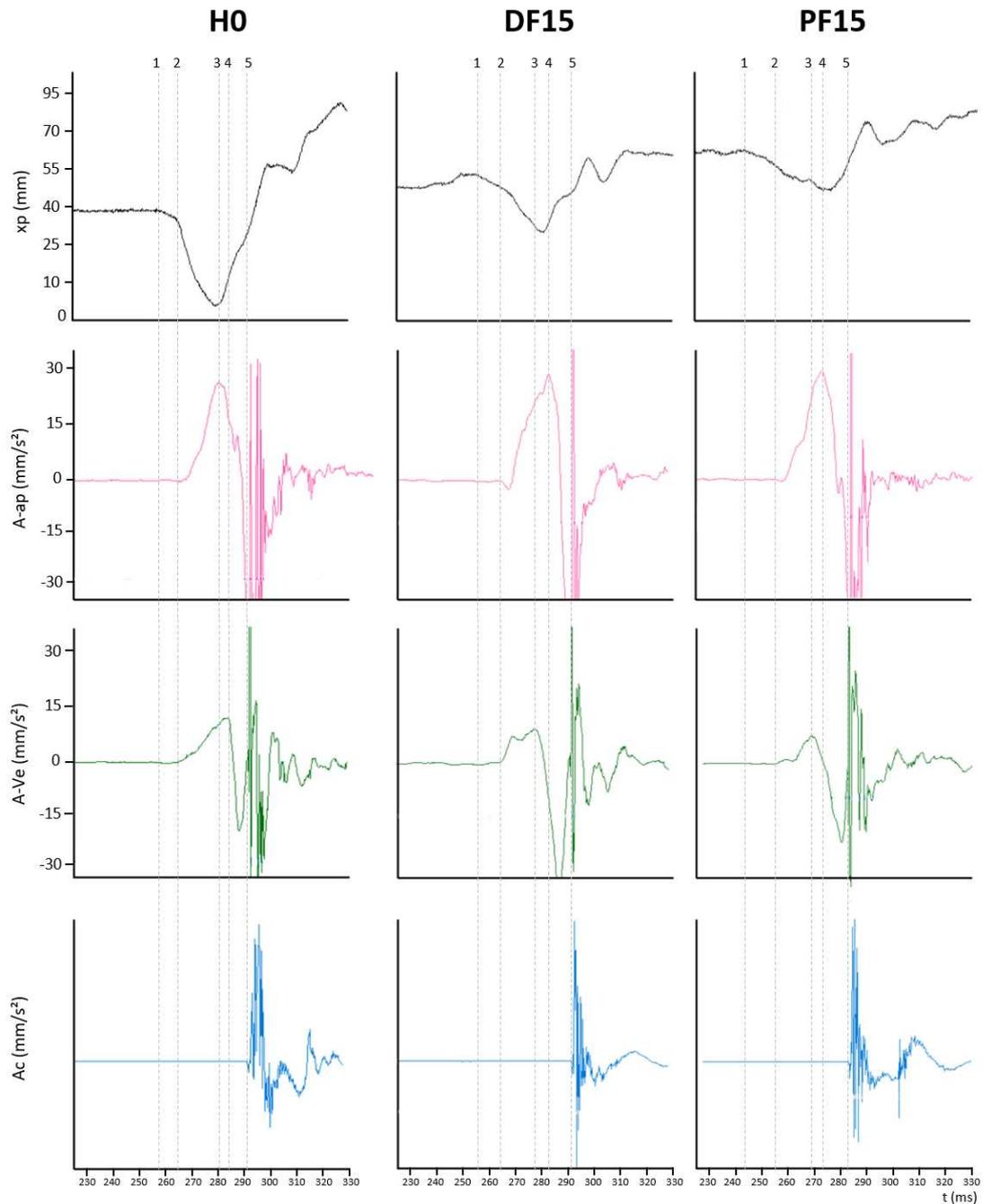


Figure 85. Calcul des APAs et de la performance à partir des tracés du CP (x_p) et des accéléromètres (A_{ap} , A_{Ve} , A_c) dans les conditions H0, DF15 et PF15.

Ligne 1 : début des des APAs (x_p); Ligne 2 : début du mouvement focal (A_{Ve} , A_{ap}); Ligne 3-4 : accélérations maximales du mouvement focal dans la direction antéro-postérieure et verticale (A_{Ve} , A_{ap}); Ligne 5 : fin du mouvement focal avec atteinte de la cible (A_c).

4. DISCUSSION

L'objectif de cette étude était d'explorer l'effet de l'inclinaison de la surface d'appui sur la performance et les APAs lors d'une tâche motrice dynamique représentée par une pointage manuel unilatéral. Les résultats principaux montrent que la réalisation d'une tâche de pointage sur une surface d'appui inclinée est associée à une réduction de l'amplitude des APAs mais à un allongement de leur durée. Avec ces adaptations, le niveau de performance reste stable dans toutes les conditions d'inclinaison.

4.1 Ajustements posturaux anticipateurs

En théorie, la réalisation d'une tâche de pointage unilatéral entraîne des forces internes dirigées vers l'avant et vers le haut suite à l'accélération du CG provoquant ainsi une instabilité posturale (Massion, 1992). Comme la contre-perturbation est « préprogrammée », le système nerveux central (SNC) doit réguler la commande motrice par des forces s'exerçant sur les segments posturaux. Une activation musculaire de manière inconsciente (Cavallari et al., 2016) est alors adressée aux membres inférieurs et au tronc dans le sens disto-proximal (Friedli et al., 1988) dans la direction opposée visant à maintenir les valeurs de références (Belenski et al., 1967; Bouisset & Do, 2008; Bouisset & Zattara, 1981; Cordo & Nashner, 1982; Esposti et al., 2017; Friedli et al., 1984; Lee et al., 1987; Massion, 1992; Smith et al., 2020). Le déclenchement du mouvement est décalé jusqu'à ce que l'ajustement postural ait atteint un niveau compatible avec le contrôle de l'équilibre pendant l'exécution du mouvement (Lee et al., 1987). Nos résultats montrent une diminution de l'amplitude des APAs lors de l'inclinaison de la surface d'appui ($p < 0,05$ pour DF15, $p < 0,001$ pour DF7 et $p < 0,001$ pour PF7/15, comparativement à H0). Ces résultats sont conformes à ceux obtenus dans d'autres conditions pouvant altérer la stabilité posturale (Aruin et al., 1998; Nouillot et al., 1992, 2000). Ils suggèrent que l'amplitude des APAs a été diminuée en raison du risque de perte d'équilibre qu'il ferait courir en situation de posture instable. Cette instabilité, déjà mise en évidence pour les surfaces inclinées lors des études 1 et 2, pourrait tout d'abord résulter d'un lien avec la taille plus petite du polygone de sustentation (Dutt-Mazumder et al., 2016; Kluzik et al., 2005b; Yiou et al., 2007). De plus, le positionnement angulaire de la cheville au voisinage de ces positions extrêmes pourrait restreindre la mobilité nécessaire au contrôle de l'équilibre via les mécanismes de cheville. De même, les variations dans le patron d'activité musculaire mis en évidence dans les études 1 et 2 pourraient aussi altérer la capacité de contrôle de l'équilibre. Une altération de la proprioception des muscles de la cheville qui connaissent une variation de

longueur en raison de l'inclinaison du plateau est aussi envisageable. On peut enfin évoquer une plus grande difficulté à interpréter les messages issus des mécanorécepteurs de la sole plantaire en raison de forces de cisaillement exercées sur la peau.

En parallèle de cette diminution de l'amplitude des APAs, on a pu constater une augmentation de leur durée ($p < 0,05$ pour DF7 et PF7 et $p < 0,001$ pour DF15 et PF15, comparativement à H0), qui devait avoir pour objectif d'obtenir les effets attendus malgré la diminution leur amplitude. L'augmentation de la durée des APAs ne constitue pas a priori une menace pour l'équilibre, et elle s'est déjà révélée comme une stratégie de maintien de la performance lorsque la chaîne posturale était contrainte. Ainsi Hamaoui et Alamini-Rodrigues (2017) ont pu mettre en évidence que l'augmentation expérimentale de la tension des muscles du tronc lors d'une tâche de sit-to-stand était associée à un allongement de la durée des APAs qui maintenait la performance stable.

4.2. Performance motrice

Les résultats n'ont montré aucun effet de l'inclinaison de la surface d'appui sur la performance motrice évaluée à partir des pics d'accélération. Sachant que l'inclinaison de la surface d'appui induit une posture intrinsèquement moins stable (Dutt-Mazumder, 2019a; King et al., 2020; Mezzarane & Kohn, 2007; Sasagawa et al., 2009), on en déduit que les modifications opérées au niveau des ajustements posturaux ont permis de maintenir la performance constante. Il apparaît donc que le SNC a développé une nouvelle stratégie d'adaptation motrice en mode feed-forward. Cette adaptation des APAs a certainement permis aux sujets de réaliser la même performance malgré une inclinaison de surface d'appui différente (Yiou et al., 2012).

Lorsque l'on a évalué la performance à partir de la durée du mouvement focal (dMvF), il est apparu qu'elle était stable comparativement à la condition H0, sauf dans la condition PF15 où elle était améliorée (dMvF réduit en PF15, $p < 0,05$). Ce résultat à première vue surprenant peut s'expliquer par les paramètres de la condition PF15 qui amène le corps en inclinaison en avant (CP déplacé en avant d'après l'étude 1), et devrait donc réduire le trajet à parcourir pour atteindre la cible. L'inclinaison en avant du tronc, qui serait entraîné par la tension de l'articulation de la cheville pourrait également faciliter la dynamique de projection vers l'avant du membre supérieur.

En tant que facteur limitant de cette étude, on notera que la précision du pointage n'a pas été évaluée. Il a été suggéré que des APAs plus petits et moins variables devraient accompagner des mouvements lents mais plus précis (Cavallari et al., 2016). La durée des APAs ne sert donc pas uniquement pas à atteindre la cible, mais elle permettrait aussi un contrôle plus précis avec moins de marge d'erreur.

4.3. Limitations

Les composants des APAs peuvent également être influencés par l'effet de l'anxiété, par exemple la peur de tomber, qui est également liée à l'instabilité posturale une fois que le sujet est monté sur la plate-forme inclinée (Goto et al., 2011; Ohno et al., 2004; Taylor et al., 2023). La mesure de niveau de perception de la stabilité par des moyens subjectifs (le questionnaire proposé dans l'étude 2) pourrait également un excellent moyen complémentaire de montrer l'effet de cette surface inclinée sur les caractéristiques des APAs.

5. CONCLUSION

Les résultats de cette étude ont montré que la réalisation d'une tâche dynamique lors de l'inclinaison de la surface d'appui au sol nécessite une adaptation des ajustements posturaux caractérisée par une durée des APAs plus longue et une amplitude réduite. Cette co-variation de deux paramètres des APAs devrait être à l'origine du maintien de la performance quel que soit le niveau d'inclinaison de la surface d'appui imposé. Ce qui est conforme avec l'idée que les APAs sont préprogrammés afin de préserver la performance dynamique tout en maintenant l'équilibre postural. Cette dernière étude renforce également la théorie de la CPC qui stipule que la performance des tâches dynamiques d'un membre dépend intimement de la capacité de la composante posturale à développer une contre-perturbation efficace.

PARTIE 3 :
Discussion générale

Discussion générale

L'objectif général de ce travail de thèse était de déterminer dans quelle mesure une surface inclinée dans différentes directions et amplitudes d'inclinaison peut altérer le contrôle postural, la fonction de la cheville, et aussi la performance motrice. Pour y répondre, nous avons conduit trois paradigmes différents ayant chacun permis d'apporter un éclairage spécifique. Cette discussion générale permettra d'analyser les résultats principaux de chaque étude, avant d'en faire une présentation synthétique incluant les applications pratiques et les perspectives de développement.

I. L'inclinaison de la surface d'appui au sol modifie le contrôle postural

Pour rappel, la cheville joue un rôle important dans l'équilibre (Horak & Macpherson, 1996) et elle mobilise le pied qui est le premier segment corporel en contact avec le sol. Tout changement dans sa position articulaire peut alors avoir des conséquences sur l'ensemble de la chaîne corporelle et donc sur une modification du mécanisme de contrôle de l'équilibre (Bouisset, 2002). Ce changement articulaire peut se produire lorsqu'on se tient debout sur une surface de sol atypique comme une surface en pente qui a été au cœur de ce travail de thèse. Plus dans le détail, nous avons distingué l'inclinaison de la surface selon le plan sagittal (ou les inclinaisons en avant et arrière) (étude 1) et selon le plan frontal (ou les inclinaisons sur les côtés) (étude 2). Concernant la CPC, dans la première et deuxième série d'expériences de thèse, l'ensemble du corps peut être considéré comme un segment postural à partir de la cheville jusqu'à la tête. Dans ces situations, la CPC représente la capacité de maintenir l'équilibre contre les perturbations exogènes et endogènes subies par le corps. Dans nos deux séries d'expériences, les participants sains se tenaient debout pendant 30 secondes dans les différentes amplitudes d'inclinaison de la surface d'appui à 0°, 7° et 15° dans le plan sagittal et frontal.

Les résultats des deux premières séries ont montré que l'amplitude des oscillations posturales est principalement augmentée selon l'axe antéro-postérieur (AP) pour les inclinaisons de la surface dans le plan sagittal (étude 1), et selon l'axe médio-latéral (ML) pour les inclinaisons de la surface dans le plan frontal (étude 2). Ces deux premiers travaux de thèse ont permis de répondre à une question de recherche initiale qui visait à déterminer si le plan de la surface inclinée entraînait un effet différent sur l'équilibre postural.

1.1. Effet des surfaces inclinée sur l'équilibre postural

En termes de posture, les indices posturographiques ont montré que la position moyenne du centre des pressions (CP) se déplace du côté de l'inclinaison de la surface d'appui. Il a ainsi été observé un déplacement vers l'avant en inclinaison en avant (conditions PF), vers l'arrière en inclinaison en arrière (conditions DF), à droite en inclinaison droite (conditions RI) et à gauche en inclinaison gauche (conditions LI). Pour les inclinaisons dans le plan sagittal, ce phénomène a été considéré comme la conséquence de la tension passive des tissus mous de la cheville qui entraîne le segment jambier dans le sens de l'inclinaison du plateau. Pour les inclinaisons dans le plan frontal, il faut également prendre la nécessaire flexion du membre inférieur surélevé destinée à maintenir le bassin horizontal.

En termes d'équilibre, les indices posturographiques mesurant les déplacements et la vitesse du CP ont montré que les oscillations posturales augmentent en inclinaison en arrière à 7° (DF7) et encore plus à 15° (DF15), mais diminuent en inclinaison en avant à 7° (PF7). Il existe donc une asymétrie d'effet entre les inclinaisons en avant et en arrière. Cette asymétrie n'est pas observée pour les inclinaisons dans le plan frontal, puisque les indices augmentent selon les mêmes proportions pour les inclinaisons droite et gauche. Cette plus grande instabilité liée à l'inclinaison de la surface d'appui peut s'expliquer du point de vue biomécanique en raison de la diminution de la taille du polygone de sustentation associée à l'inclinaison, et qui diminue la capacité de déplacement en sécurité du centre de gravité (CG) (Wade et al., 2014). De plus, le fait de se tenir sur une surface d'appui inclinée rapproche l'articulation de la cheville de sa position extrême, ce qui réduit la liberté de mouvement. En effet, une plus grande sollicitation des structures articulaires passives et une plus grande distance angulaire par rapport à la position articulaire neutre, notamment lors des inclinaisons en arrière (DF) et vers les côtés latéraux (RI/LI), peuvent restreindre la mobilité articulaire de la cheville. Ce qui entraîne donc une instabilité posturale plus importante (King et al., 2012). Du point de vue neurophysiologique, la tension asymétrique créée par l'inclinaison de la surface d'appui pourrait compliquer l'interprétation des informations somatosensorielles, en particulier celles issues de propriocepteurs. De plus, l'inclinaison de la surface d'appui induit au niveau de la plante du pied des forces de cisaillement qui pourraient rendre plus difficile le traitement des informations fournies par les récepteurs cutanés plantaires et qui codent la position du CP (Strzalkowski et al., 2018). Par ailleurs, la réorganisation de la posture des membres inférieurs en condition d'inclinaison latérale, avec un membre fléchi et l'autre en extension pourrait rendre

plus complexe la mise en œuvre des mécanismes de contrôle usuels de l'équilibre postural, telles que les stratégies de hanche et de cheville (Nashner et McCollum, 1985).

Il est également à noter que l'augmentation de l'activité musculaire du TA et la diminution de celle du Sol en DF7/15 soutiennent les résultats de Blanchet et al., (2012) selon lesquels l'activité musculaire accrue du TA rend plus difficile le maintien de l'équilibre postural. Selon les auteurs, le rôle plus important du TA lors de l'inclinaison de la surface pourrait s'expliquer par le fait que son activité est nécessaire pour résister au couple de force induit par l'inclinaison. De plus, il a été démontré qu'une augmentation de l'amplitude d'inclinaison de la surface (en arrière à 14° et 26°) étaient associées à une augmentation de l'activité EMG des muscles posturaux des membres inférieurs, en particulier du TA (Lu et al., 2015). Les auteurs ont alors suggéré que les personnes travaillant sur des surfaces inclinées peuvent être sujettes à une fatigue musculaire, en particulier celle du TA, si elles travaillent pendant des périodes prolongées. Ainsi, les conclusions de ces travaux correspondent bien à nos résultats montrant une augmentation de l'activité musculaire du TA qui peut être trouvée dans les conditions DF15 mais aussi en RI15 et LI15 du côté du membre controlatéral à l'inclinaison.

1.2. Asymétrie d'effets entre inclinaison en avant et en arrière

Lors l'inclinaison de la surface d'appui au sol en arrière (conditions DF), la cheville est en position de flexion dorsale ce qui impose des contraintes biomécaniques plus prononcées que la flexion plantaire (Bok et al., 2013; Laurens et al., 2010). Ceci s'explique par le fait que le jeu articulaire en flexion dorsale de la cheville est inférieur de moitié à celui de la flexion plantaire [11,6° à 14,7° en DF, Soucie et al. (2011)]. La flexion dorsale est considérée comme une position de verrouillage par certains auteurs (King et al., 2020; Krishnan et al., 2012). De plus, Mezzarane et Kohn (2007) ont suggéré que la flexion dorsale est une condition moins stable pour le pied correspondant à une rotation vers l'arrière autour du calcanéum. Dans cette condition le Triceps surae qui est un muscle postural majeur (Okada, 1973) est étiré, ce qui peut provoquer une position inconfortable (Laurens et al., 2010). De plus, cet étirement peut aussi provoquer une altération des informations fournies par les fuseaux musculaires, et plus largement de la proprioception de la cheville (Gatev et al., 1999; Lord et al., 1991; Vandervoort et al., 1992; Wang et al., 2006). Lors de l'inclinaison en arrière, il apparaît que la stratégie de cheville n'est pas suffisante pour compenser l'effet de l'inclinaison de la surface d'appui. Selon les résultats obtenus dans l'étude 1 et 2, la station debout sur une surface inclinée en DF15

induit également un effet selon l'axe ML avec une augmentation de l'écart moyen du CP (Y_m , $p < 0,05$). Cette hypothèse est étayée par la mise en évidence d'une flexion légère du genou en DF15 et d'une augmentation de l'activité musculaire du RecF (étude 2). En DF15, le SNC traite les nouvelles contraintes en augmentant l'activité musculaire du TA pour stabiliser l'articulation de la cheville. De plus, le changement des positions angulaires du genou en flexion et l'augmentation de l'activité musculaire du Quadriceps peut également être dus à des mécanismes d'adaptations motrices du SNC. La flexion du genou observée pourrait correspondre à la volonté de libérer un inconfort causé initialement par l'étirement du muscle extenseur de la cheville. Certaines études expliquent qu'au-delà de la stratégie de la cheville et de la hanche, l'équilibre postural peut s'ajuster en appliquant une stratégie suspensive (suspensory strategy), c'est-à-dire une flexion du genou combinée à une flexion des articulations de la cheville et de la hanche. Cette stratégie a pour but d'abaisser le centre de masse (CM) vers le polygone de sustentation et d'obtenir un contrôle vertical du CM. Elle permet aussi de compenser les perturbations internes et externes, ce qui permet d'améliorer la stabilité et de réduire le risque de chute (Jiang et al., 2023; Kasahara et al., 2015; Nashner & McCollum, 1985).

A l'opposé des effets négatifs sur l'équilibre postural induits par les conditions DF7 et DF15, les résultats de l'étude 1 ont montré une absence d'effet en PF15 et une amélioration de l'équilibre en PF7. Dans cette condition, il a en effet été observé une diminution significative des paramètres du déplacement moyen du CP selon l'axe antéro-postérieur (X_m) (PF7, $p < 0,01$). L'une des raisons expliquant cette variation inattendue est qu'une légère inclinaison de la surface d'appui vers l'avant est similaire au port de talons. Les chaussures actuelles semblent presque toutes offrir un soutien minimal du talon ou un coussinet plantaire pour réduire la fatigue liée à la station debout prolongée (Liu et al., 2021; Mulford et al., 2008). De plus, ces changements pourraient améliorer les mécanismes de contrôle de l'équilibre. Mezzarane et Kohn (2007) ont en effet suggéré que la stratégie de contrôle postural est plus efficace à long terme en position de flexion plantaire de la cheville, les auteurs ayant constaté dans cette condition une amplitude spectrale plus faible du CP avec des fréquences plus basses ($< 0,3$ Hz). On notera aussi que la position neutre de la cheville, qui offre une mobilité similaire en flexion dorsale et plantaire ne se situe pas à angle droit mais pour une légère flexion de la cheville, si l'on considère les amplitudes articulaires de références (Brockett & Chapman, 2016).

Ces résultats marquant une différence entre les conditions PF et DF ne se sont pas retrouvées dans l'étude 2. Il a dans ce cadre été montré que comparativement à la condition H0, la vitesse moyenne du CP (V_m) était significativement plus élevée en PF7/15. De même l'écart moyen du CP selon l'axe AP (X_m) ne présentait aucune variation en PF7. Cette différence peut tout d'abord s'expliquer par le possible effet d'un phénomène de fatigue qui serait apparu dans l'étude 2, où les participants devaient réaliser 9 conditions expérimentales pour une durée d'environ 1,5 heure, tandis qu'ils n'ont réalisé que 4 conditions pour le protocole de la première étude. Cette fatigue, pourrait aboutir à un manque de performance de muscles clés dans le maintien de l'équilibre postural, tels que le Triceps surae. Elle serait également susceptible de perturber la réorganisation de la commande centrale, avec pour conséquence des oscillations posturales plus importantes (Frames et al., 2013; Mohammadi et Roozdar, 2010). Par ailleurs, il faut également prendre en compte une possible variabilité inter-individuelle, puisque les participants à cette étude n'étaient pas les mêmes que ceux de l'étude 1. Cette variabilité pourrait correspondre à des données anthropométriques, mais aussi au port régulier de chaussures à talons.

De manière synthétique, de nombreuses études scientifiques, dont l'étude 1 de cette thèse, confirment que l'inclinaison en avant (PF) est plus stable que l'inclinaison en arrière (DF). Nous suggérons que seule une faible amplitude d'inclinaison en avant (par exemple 0-7°), dont l'effet biomécanique est similaire au port de chaussures à talons améliore l'équilibre postural. Ceci est conforme à la littérature qui indique que les inclinaisons inférieures à 14° ont un effet minime sur l'équilibre postural (Lin & Nussbaum, 2012; Mezzarane & Kohn, 2007). Cela a ultérieurement été confirmé par les travaux de Lin et Nussbaum (2012) qui mis en évidence un effet néfaste sur l'équilibre postural pour une valeur de 18°. Ces auteurs ont suggéré qu'un angle d'inclinaison de la surface de 14° et plus pourrait influencer négativement la contribution des fuseaux neuromusculaires, ce qui pourrait entraîner des oscillations posturales plus importantes. On peut également supposer que l'effet des surfaces inclinées pourrait être majoré chez les personnes souffrant de pathologies ou chez les personnes âgées, mais cela doit être confirmé par des études ultérieures.

II. Effets des surfaces inclinées sur le contrôle postural lors d'une tâche dynamique du membre supérieur

Le découpage conceptuel du corps en une chaîne « focale » et une chaîne « posturale » est nécessaire pour explorer l'influence du mouvement volontaire sur la posture (Bouisset & Do, 2008). Concernant la CPC, l'une des conditions préalables au contrôle de l'équilibre est alors la capacité à générer des forces suffisantes pour maintenir la stabilité tout en effectuant les mouvements requis. Autrement dit, plus les segments posturaux sont importants et libres, plus l'énergie cinétique est grande. La troisième série d'expérience de thèse a été réalisée dans le but d'explorer l'effet de l'inclinaison de la surface d'appui au sol sur la performance et les ajustements posturaux anticipateurs (APAs). Des participants sains effectuaient une tâche de pointage unilatérale à vitesse maximale en position debout sur les inclinaisons de la surface d'appui de 0°, 7° et 15° dans le plan sagittal. Les principaux résultats obtenus ont révélé une diminution de l'amplitude des APAs mais une augmentation de leur durée, avec un maintien du niveau de performance de la tâche. Il a été considéré que l'amplitude des APAs a été réduite car elle pouvait constituer une menace pour l'équilibre dans des conditions expérimentales qui sont intrinsèquement moins stables. Cette réduction d'amplitude a été compensée par une augmentation de durée, qui a permis de conserver les effets attendus des APAs et de maintenir la performance constante. L'augmentation de la durée des APAs permet d'accumuler de l'énergie cinétique (Cavallari et al., 2016) et donc d'améliorer l'efficacité des APAs. Cette réorganisation des APAs témoigne de la grande adaptabilité des APAs à la tâche et aux conditions expérimentales, comme déjà évoqué par Bouisset et al. (2000).

III. Implications pratiques

L'analyse des résultats expérimentaux de ces trois études de thèse permet d'envisager de nombreuses applications dans l'amélioration de la fonction d'équilibration et de la performance motrice, dans un contexte clinique, gériatrique, ergonomique et sportif.

3.1. Applications en clinique

Les implications cliniques peuvent être nombreuses lors de la prise en charge des patients ayant des troubles perturbant le contrôle équilibre en orthopédie, chez les sportifs blessés, y compris en neurologie afin d'améliorer la fonction d'équilibre, en réduisant l'effet des forces perturbatrices à la posture.

En pratique, l'inclinaison de la surface d'appui avec une amplitude et une direction différente peut être appliquée dans les programmes de rééducation en ajustant le niveau de difficulté de l'exercice d'entraînement. L'entraînement physique utilisant différentes pentes de la surface d'appui au sol, qui offrent différents niveaux de stabilité, peut favoriser la stimulation du système proprioceptif et le réapprentissage moteur des ajustements posturaux. Le niveau de la pente doit cependant être appliqué de manière appropriée à chaque individu.

3.2. Applications en gérontologie

La position de la cheville en flexion plantaire à 7° (PF7) est similaire au port de chaussures à talon bas et son effet est probablement positif sur l'équilibre. Il a été proposé par certaines études une gamme d'inclinaisons acceptables du talon pour les chaussures, qui devraient être inférieures à une hauteur critique (moins de 4cm) (Lindemann et al., 2003; Menant et al., 2008). Pour les personnes âgées, les études ont suggéré de porter des chaussures fermes à talons bas, à l'intérieur comme à l'extérieur du domicile, afin d'éviter les chutes (Lindemann et al., 2003; Lord & Bashford, 1996; Menant et al., 2008). A l'exception des chaussures à talons bas, l'inclinaison de la surface d'appui doit cependant être évitée, notamment en l'inclinaison latérale, pour prévenir le risque de chute. Toutefois, il convient également de noter que l'effet peut varier en fonction de l'âge, par exemple en cas de vieillissement normal ou pathologique.

3.3. Applications en ergonomie et dans le monde professionnel

Dans le champ ergonomique, ces résultats pourraient être utiles en fonction de l'environnement de travail chez les personnes concernées (ex. un chantier de construction, ..., etc.) ou chez les publics spécifiques. Les personnes travaillant dans le bâtiment et en particulier les couvreurs pourraient être invitées à comprendre les effets possibles de la station debout sur la surface inclinée en termes de prophylaxie et de prévention. D'après nos travaux de thèse, la surface inclinée latérale est plus risquée que celles vers l'avant et l'arrière car la position du CG se rapproche de la limite de la zone de stabilité (Murray et al., 1975). La littérature fournit par ailleurs de nombreuses données à ce sujet. Des travaux ont ainsi examiné l'effet de la station debout sur des surfaces inclinées sur les douleurs lombaires (Gallagher et al., 2013; Gallagher & Callaghan, 2016; Nelson-Wong & Callaghan, 2010). Gallagher et Callaghan, (2016) ont constaté que les patients souffrant de lombalgie ont déclaré moins de douleurs lombaires lors d'une station debout prolongée sur une surface d'appui inclinée vers l'avant à 16° que sur un

sol plat. Les travaux de cette thèse suggèrent qu'au-delà de la réduction de la douleur, l'inclinaison de la surface d'appui vers l'avant peut avoir un effet plutôt bénéfique sur l'équilibre postural.

Le moment de la journée pour effectuer les tâches dynamiques pourrait également être un autre élément à prendre en compte pour la qualité de l'exécution des tâches et la stabilité. En effet, le corps humain étant lié au rythme circadien, la stabilité posturale est susceptible d'être différente selon l'heure de la journée. Certaines études n'ont révélé aucun effet de l'heure sur la stabilité posturale que ce soit avec les yeux fermés ou ouverts (Gagey & Weber, 2010; Russo et al., 2015). Cependant, l'étude de Gribble et al., (2007) a comparé la performance de contrôle postural statique ou dynamique en fonction de l'heure de la journée. Ils ont constaté que le contrôle postural dynamique avait la meilleure performance dans la matinée que l'après-midi ou le soir.

3.4. Domaine sportif

Le contrôle d'équilibre est fondamental pour la performance sportive afin d'éviter la survenue de blessures (Han et al., 2013). Certaines pratiques sportives ne se déroulant pas sur sol plat (ex. randonnée, skate board, course sur terrain accidenté...), l'équilibre et la performance peuvent être influencés par l'effet de l'inclinaison de la surface d'appui.

Les résultats de ces travaux pourraient aussi servir aux programmes de rééducation et d'amélioration de la performance destinés aux sportifs. Ils pourraient être utiles pour optimiser la performance ou le retour à la compétition en utilisant les effets biomécaniques et neurophysiologiques des surfaces inclinées sur le contrôle postural.

IV. Perspective générale

Sur la base de ce travail de thèse, certains éléments ont été considérés comme pouvant être pris en compte pour de futures études. Premièrement, l'évaluation du comportement des sujets portant des chaussures à talons hauts pourrait être nécessaire car cela pourrait affecter la stabilité en position debout sur une surface inclinée vers l'avant. Deuxièmement, le champ visuel, étant donné que dans nos expériences des études 1 et 2, chaque sujet devait fixer son regard sur le point disc noir de 10 cm de diamètre pendant 30 secondes par essai. La question se pose de savoir s'il ne serait pas préférable que le sujet fixe son regard sur une image visuelle plus grande, voire sur une image naturelle, afin de se sentir plus naturel et plus à l'aise ?

Troisièmement, le questionnaire sur la perception du niveau de stabilité (étude 2) devrait être intégré dans toute évaluation de la stabilité car il fournit des informations subjectives directement par chaque participant qui pourraient compléter les informations objectives, ce qui pourrait rendre le résultat plus fiable. En fin, la population cible des futures études pourrait être constituée de participants souffrant de troubles de l'équilibre postural, les personnes âgées en bonne santé ou souffrant de pathologies, etc.

Références bibliographiques

- ADA Standards for Accessible Design. (2010, September 15). ADA.Gov. <https://www.ada.gov/law-and-regs/design-standards/2010-stds/>
- Ache Dias, J., Borges, L., Mattos, D., Wentz, M., Domenech, S., Kauffmann, P., & Junior, N. (2011). Validity of a new stabilometric force platform for postural balance evaluation. *Brazilian Journal of Kinanthropometry and Human Performance*, *14*, 367–372. <https://doi.org/10.5007/1980-0037.2011v13n5p367>
- Adkin, A. L., & Carpenter, M. G. (2018). New insights on emotional contributions to human postural control. *Frontiers in Neurology*, *9*(SEP). Scopus. <https://doi.org/10.3389/fneur.2018.00789>
- 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>
- Adlerton, A. K., & Moritz, U. (1996). Does calf-muscle fatigue affect standing balance? *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, *6*(4), 211–215. <https://doi.org/10.1111/j.1600-0838.1996.tb00093.x>
- Andersen, R. A., Essick, G. K., & Siegel, R. M. (1987). Neurons of area 7 activated by both visual stimuli and oculomotor behavior. *Experimental Brain Research*, *67*(2), 316–322. <https://doi.org/10.1007/BF00248552>
- Ang, G. C., Low, S. L., & How, C. H. (2020). Approach to falls among the elderly in the community. *Singapore Medical Journal*, *61*(3), 116–121. <https://doi.org/10.11622/smedj.2020029>
- Anker, L. C., Weerdesteyn, V., van Nes, I. J. W., Nienhuis, B., Straatman, H., & Geurts, A. C. H. (2008). The relation between postural stability and weight distribution in healthy subjects. *Gait & Posture*, *27*(3), 471–477. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2007.06.002>
- Aoyama, M., Suzuki, Y., Onishi, J., & Kuzuya, M. (2011). Physical and functional factors in activities of daily living that predict falls in community-dwelling older women. *Geriatrics & Gerontology International*, *11*(3), 348–357. <https://doi.org/10.1111/j.1447-0594.2010.00685.x>
- Arshavsky, Y. I., & Orlovsky, G. N. (1986). Role of the Cerebellum in the Control of Rhythmic Movements. In S. Grillner, P. S. G. Stein, D. G. Stuart, H. Forssberg, & R. M. Herman (Eds.), *Neurobiology of Vertebrate Locomotion: Proceedings of an International Symposium held at The Wenner-Gren Center, Stockholm, June 17th – 19th, 1985* (pp. 677–689). Palgrave Macmillan UK. https://doi.org/10.1007/978-1-349-09148-5_47
- Aruin, A. S., Forrest, W. R., & Latash, M. L. (1998). Anticipatory postural adjustments in conditions of postural instability. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, *109*(4), 350–359. [https://doi.org/10.1016/s0924-980x\(98\)00029-0](https://doi.org/10.1016/s0924-980x(98)00029-0)
- Ashton-Miller, J. A., Ottaviani, R. A., Hutchinson, C., & Wojtys, E. M. (1996). What best protects the inverted weightbearing ankle against further inversion? Evertor muscle strength compares favorably with shoe height, athletic tape, and three orthoses. *The American Journal of Sports Medicine*, *24*(6), 800–809. <https://doi.org/10.1177/036354659602400616>
- Atsawakaewmongkhon, S., Couillandre, A., & Hamaoui, A. (2024). Effect of forward and backward sloped support surfaces on postural equilibrium and ankle muscles activity. *PLOS ONE*, *19*(6), e0305840. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0305840>

- Baldrige, J., & King, A. C. (2022). Postural Sway and Muscle Activity Dynamics of Upright Standing on Sloped Surfaces. *Motor Control*, 26(4), 591–607. <https://doi.org/10.1123/mc.2022-0005>
- Barbero, M., Merletti, R., & Rainoldi, A. (2012). *Atlas of Muscle Innervation Zones: Understanding Surface Electromyography and Its Applications*. Springer-Verlag. <https://doi.org/10.1007/978-88-470-2463-2>
- Barbieri, G., Gissot, A.-S., Fouque, F., Casillas, J.-M., Pozzo, T., & Pérennou, D. (2008). Does proprioception contribute to the sense of verticality? *Experimental Brain Research. Experimentelle Hirnforschung. Expérimentation Cérébrale*, 185, 545–552. <https://doi.org/10.1007/s00221-007-1177-8>
- Basmajian, J. V., & De Luca, C. J. (1985). *Muscles Alive: Their functions revealed by electromyography*. Williams & Wilkins.
- Battaglia-Mayer, A., Archambault, P. S., & Caminiti, R. (2006). The cortical network for eye–hand coordination and its relevance to understanding motor disorders of parietal patients. *Neuropsychologia*, 44(13), 2607–2620. <https://doi.org/10.1016/j.neuropsychologia.2005.11.021>
- Battaglia-Mayer, A., Caminiti, R., Lacquaniti, F., & Zago, M. (2003). Multiple levels of representation of reaching in the parieto-frontal network. *Cerebral Cortex (New York, N.Y.: 1991)*, 13(10), 1009–1022. <https://doi.org/10.1093/cercor/13.10.1009>
- Behnoush, B., Tavakoli, N., Bazmi, E., Nateghi Fard, F., Pourgharib Shahi, M. H., Okazi, A., & Mokhtari, T. (2016). Smartphone and Universal Goniometer for Measurement of Elbow Joint Motions: A Comparative Study. *Asian Journal of Sports Medicine*, 7(2), e30668. <https://doi.org/10.5812/asjasm.30668>
- Belenski, V. E., Gurfinkel, V. S., & Pal'tsev, E. I. (1967). Control elements of voluntary movements. *Biofizika*, 12(1), 135–141.
- Bisdorff, A. R., Wolsley, C. J., Anastasopoulos, D., Bronstein, A. M., & Gresty, M. A. (1996). The perception of body verticality (subjective postural vertical) in peripheral and central vestibular disorders. *Brain: A Journal of Neurology*, 119 (Pt 5), 1523–1534. <https://doi.org/10.1093/brain/119.5.1523>
- Blanchet, M., Marchand, D., & Cadoret, G. (2012). Postural control adjustments during progressive inclination of the support surface in children. *Medical Engineering & Physics*, 34(7), 1019–1023. <https://doi.org/10.1016/j.medengphy.2012.05.004>
- Błaszczuk, J., Hansen, P., & Lowe, D. (1993). Evaluation of the postural stability in man: Movement and posture interaction. *Acta Neurobiologiae Experimentalis*, 53, 155–160.
- Błaszczuk, J. W., Prince, F., Raiche, M., & Hébert, R. (2000). Effect of ageing and vision on limb load asymmetry during quiet stance. *Journal of Biomechanics*, 33(10), 1243–1248. [https://doi.org/10.1016/s0021-9290\(00\)00097-x](https://doi.org/10.1016/s0021-9290(00)00097-x)
- Blenkinsop, G. M., Pain, M. T. G., & Hiley, M. J. (2017). Balance control strategies during perturbed and unperturbed balance in standing and handstand. *Royal Society Open Science*, 4(7), 161018. <https://doi.org/10.1098/rsos.161018>
- Bok, S.-K., Lee, T. H., & Lee, S. S. (2013). The Effects of Changes of Ankle Strength and Range of Motion According to Aging on Balance. *Annals of Rehabilitation Medicine*, 37(1), 10–16. <https://doi.org/10.5535/arm.2013.37.1.10>
- Bonnet, M., & Abonnenc, M. (1978). Use of spatial sonorous reference position in postural stabilization. *Agressologie: Revue Internationale De Physio-Biologie Et De Pharmacologie Appliquees Aux Effets De L'agression*, 19(A), 43–44.
- Bouisset, S. (2002). *Biomécanique et physiologie du mouvement*. Masson.
- Bouisset, S., & Do, M.-C. (2008). Posture, dynamic stability, and voluntary movement. *Neurophysiologie Clinique/Clinical Neurophysiology*, 38(6), 345–362. <https://doi.org/10.1016/j.neucli.2008.10.001>

- Bouisset, S., & Duchêne, J. L. (1994). Is body balance more perturbed by respiration in seating than in standing posture? *Neuroreport*, 5(8), 957–960. <https://doi.org/10.1097/00001756-199404000-00026>
- Bouisset, S., & Maton, B. (1996). *Muscles, posture et mouvement: Base et applications de la méthode électromyographique* (1–1). Hermann.
- Bouisset, S., Richardson, J., & Zattara, M. (2000). Are amplitude and duration of anticipatory postural adjustments identically scaled to focal movement parameters in humans? *Neuroscience Letters*, 278(3), 153–156. [https://doi.org/10.1016/s0304-3940\(99\)00912-x](https://doi.org/10.1016/s0304-3940(99)00912-x)
- Bouisset, S., & Zattara, M. (1981). A sequence of postural movements precedes voluntary movement. *Neuroscience Letters*, 22(3), 263–270. [https://doi.org/10.1016/0304-3940\(81\)90117-8](https://doi.org/10.1016/0304-3940(81)90117-8)
- Bouisset, S., & Zattara, M. (1983). Anticipatory postural movements related to a voluntary movement. In Space Physiology. *In Space Physiology, Cepadues Pub., Toulouse*, 137–141.
- Bouisset, S., & Zattara, M. (1987). Biomechanical study of the programming of anticipatory postural adjustments associated with voluntary movement. *Journal of Biomechanics*, 20(8), 735–742. [https://doi.org/10.1016/0021-9290\(87\)90052-2](https://doi.org/10.1016/0021-9290(87)90052-2)
- Brenière, Y., Cuong Do, M., & Bouisset, S. (1987). Are dynamic phenomena prior to stepping essential to walking? *Journal of Motor Behavior*, 19(1), 62–76. <https://doi.org/10.1080/00222895.1987.10735400>
- Brockett, C. L., & Chapman, G. J. (2016). Biomechanics of the ankle. *Orthopaedics and Trauma*, 30(3), 232–238. <https://doi.org/10.1016/j.mporth.2016.04.015>
- Brodal, P. (2004). *The Central Nervous System: Structure and Function*. Oxford University Press, USA.
- Brown, M., Hislop, H., & Avers, D. (2013). *Daniels and Worthingham's Muscle Testing - E-Book: Daniels and Worthingham's Muscle Testing - E-Book*. Elsevier Health Sciences.
- Burciu, R. G., Fritsche, N., Granert, O., Schmitz, L., Spönemann, N., Konczak, J., Theysohn, N., Gerwig, M., Eimeren, T. van, & Timmann, D. (2013). Brain Changes Associated with Postural Training in Patients with Cerebellar Degeneration: A Voxel-Based Morphometry Study. *Journal of Neuroscience*, 33(10), 4594–4604. <https://doi.org/10.1523/JNEUROSCI.3381-12.2013>
- Burke, R. E. (1978). Motor Units: Physiological/Histochemical Profiles, Neural Connectivity and Functional Specializations. *American Zoologist*, 18(1), 127–134.
- Callegari, B., Saunier, G., Duarte, M. B., Almeida, G. C. da S., Amorim, C. F., Mourey, F., Pozzo, T., & Souza, G. da S. (2018). Anticipatory Postural Adjustments and kinematic arm features when postural stability is manipulated. *PeerJ*, 6, e4309. <https://doi.org/10.7717/peerj.4309>
- Capicíková, N., Rocchi, L., Hlavacka, F., Chiari, L., & Cappello, A. (2006). Human postural response to lower leg muscle vibration of different duration. *Physiological Research*, 55 Suppl 1, S129-134.
- Carini, F., Mazzola, M., Fici, C., Palmeri, S., Messina, M., Damiani, P., & Tomasello, G. (2017). Posture and posturology, anatomical and physiological profiles: Overview and current state of art. *Acta Bio Medica: Atenei Parmensis*, 88(1), 11–16. <https://doi.org/10.23750/abm.v88i1.5309>
- Cavallari, P., Bolzoni, F., Bruttini, C., & Esposti, R. (2016). The Organization and Control of Intra-Limb Anticipatory Postural Adjustments and Their Role in Movement Performance. *Frontiers in Human Neuroscience*, 10, 525. <https://doi.org/10.3389/fnhum.2016.00525>

- Ceyte, H., Cian, C., Zory, R., Barraud, P.-A., Roux, A., & Guerraz, M. (2007). Effect of Achilles tendon vibration on postural orientation. *Neuroscience Letters*, *416*(1), 71–75. <https://doi.org/10.1016/j.neulet.2007.01.044>
- Choi, S. (2008). Postural Balance and Adaptations in Transitioning Sloped Surfaces. *International Journal of Construction Education and Research*, *4*, 189–199. <https://doi.org/10.1080/15578770802494581>
- Clemente, C. D. (2010). *Anatomy: A Regional Atlas of the Human Body* (Sixth, North American Edition). Springhouse Publishing Co, U.S.
- 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>
- Cordo, P. J., & Nashner, L. M. (1982). Properties of postural adjustments associated with rapid arm movements. *Journal of Neurophysiology*, *47*(2), 287–302. <https://doi.org/10.1152/jn.1982.47.2.287>
- Cronin, N. J., & Lichtwark, G. (2013). The use of ultrasound to study muscle–tendon function in human posture and locomotion. *Gait & Posture*, *37*(3), 305–312. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2012.07.024>
- Cudejko, T., Gardiner, J., Akpan, A., & D’Aouit, K. (2020). Minimal shoes improve stability and mobility in persons with a history of falls. *Scientific Reports*, *10*(1), Article 1. <https://doi.org/10.1038/s41598-020-78862-6>
- da Costa Barbosa, R., & Vieira, M. F. (2017). Postural Control of Elderly Adults on Inclined Surfaces. *Annals of Biomedical Engineering*, *45*(3), 726–738. <https://doi.org/10.1007/s10439-016-1718-z>
- Day, B. L., Steiger, M. J., Thompson, P. D., & Marsden, C. D. (1993). Effect of vision and stance width on human body motion when standing: Implications for afferent control of lateral sway. *The Journal of Physiology*, *469*, 479–499.
- Day, J., Bent, L. R., Birznieks, I., Macefield, V. G., & Cresswell, A. G. (2017). Muscle spindles in human tibialis anterior encode muscle fascicle length changes. *Journal of Neurophysiology*, *117*(4), 1489–1498. <https://doi.org/10.1152/jn.00374.2016>
- DeLong, M. R., Alexander, G. E., Mitchell, S. J., & Richardson, R. T. (1986). The contribution of basal ganglia to limb control. In H.-J. Freund, U. Büttner, B. Cohen, & J. Noth (Eds.), *Progress in Brain Research* (Vol. 64, pp. 161–174). Elsevier. [https://doi.org/10.1016/S0079-6123\(08\)63411-1](https://doi.org/10.1016/S0079-6123(08)63411-1)
- Di Giulio, I., Maganaris, C. N., Baltzopoulos, V., & Loram, I. D. (2009). The proprioceptive and agonist roles of gastrocnemius, soleus and tibialis anterior muscles in maintaining human upright posture. *The Journal of Physiology*, *587*(10), 2399–2416. <https://doi.org/10.1113/jphysiol.2009.168690>
- Dutt-Mazumder, A. (2019a). *Recurrence dynamics reveals differential control strategies to maintain balance on sloped surfaces*. 7.
- Dutt-Mazumder, A. (2019b). *Recurrence dynamics reveals differential control strategies to maintain balance on sloped surfaces*. 7.
- Dutt-Mazumder, A., & Gruben, K. G. (2021). Modulation of sagittal-plane center of pressure and force vector direction in human standing on sloped surfaces. *Journal of Biomechanics*, *119*, 110288. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2021.110288>
- Dutt-Mazumder, A., Slobounov, S. M., Challis, J. H., & Newell, K. M. (2016). Postural Stability Margins as a Function of Support Surface Slopes. *PLOS ONE*, *11*(10), e0164913. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0164913>
- Edwards, A. S. (1946). Body sway and vision. *Journal of Experimental Psychology*, *36*(6), 526–535.

- Eklund, G. (1972). General features of vibration-induced effects on balance. *Upsala Journal of Medical Sciences*, 77(2), 112–124. <https://doi.org/10.1517/03009734000000016>
- Eklund, G. (1973). Further studies of vibration-induced effects on balance. *Upsala Journal of Medical Sciences*, 78(1), 65–72.
- Elmosrati, F. (2023). Ankle Fractures, Short Term Operative Outcome: A Retrospective Case Series. *Open Journal of Orthopedics*, 13, 1–22. <https://doi.org/10.4236/ojo.2023.131001>
- Esposti, R., Bruttini, C., Bolzoni, F., & Cavallari, P. (2017). Anticipatory Postural Adjustments associated with reaching movements are programmed according to the availability of visual information. *Experimental Brain Research*, 235(5), 1349–1360. <https://doi.org/10.1007/s00221-017-4898-3>
- Fallon, J. B., Bent, L. R., McNulty, P. A., & Macefield, V. G. (2005). Evidence for Strong Synaptic Coupling Between Single Tactile Afferents From the Sole of the Foot and Motoneurons Supplying Leg Muscles. *Journal of Neurophysiology*, 94(6), 3795–3804. <https://doi.org/10.1152/jn.00359.2005>
- Fanardjian, V. V., & Sarkisian, V. A. (1988). Synaptic mechanisms of interaction of lateral vestibulospinal neurons with some brainstem structures. *Progress in Brain Research*, 76, 45–60.
- Fernie, G. R., Gryfe, C. I., Holliday, P. J., & Llewellyn, A. (1982). The relationship of postural sway in standing to the incidence of falls in geriatric subjects. *Age and Ageing*, 11(1), 11–16. <https://doi.org/10.1093/ageing/11.1.11>
- Fitzpatrick, R. C., Taylor, J. L., & McCloskey, D. I. (1992). Ankle stiffness of standing humans in response to imperceptible perturbation: Reflex and task-dependent components. *The Journal of Physiology*, 454, 533–547.
- 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(Pt 1), 173–186.
- Frames, C., Soangra, R., & Lockhart, T. E. (2013). Assessment of Postural Stability using Inertial Measurement Unit on Inclined Surfaces in Healthy Adults. *Biomedical Sciences Instrumentation*, 49, 234–242.
- Fransson, P.-A. (2005). *Analysis of Adaptation in Human Postural Control* [Thesis/doccomp, Lund University]. <http://lup.lub.lu.se/record/544780>
- Friedli, W. G., Cohen, L., Hallett, M., Stanhope, S., & Simon, S. R. (1988). Postural adjustments associated with rapid voluntary arm movements. II. Biomechanical analysis. *Journal of Neurology, Neurosurgery, and Psychiatry*, 51(2), 232–243. <https://doi.org/10.1136/jnnp.51.2.232>
- Friedli, W. G., Hallett, M., & Simon, S. R. (1984). Postural adjustments associated with rapid voluntary arm movements 1. Electromyographic data. *Journal of Neurology, Neurosurgery, and Psychiatry*, 47(6), 611–622. <https://doi.org/10.1136/jnnp.47.6.611>
- Gagey, P.-M., & Weber, B. (2010). Study of intra-subject random variations of stabilometric parameters. *Medical & Biological Engineering & Computing*, 48(8), 833–835. <https://doi.org/10.1007/s11517-010-0656-4>
- Gallagher, K. M., & Callaghan, J. P. (2016). Standing on a declining surface reduces transient prolonged standing induced low back pain development. *Applied Ergonomics*, 56, 76–83. <https://doi.org/10.1016/j.apergo.2016.03.014>
- Gallagher, K. M., Wong, A., & Callaghan, J. P. (2013). Possible mechanisms for the reduction of low back pain associated with standing on a sloped surface. *Gait & Posture*, 37(3), 313–318. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2012.07.020>
- Gandbhir, V. N., & Cunha, B. (2023). Goniometer. In *StatPearls*. StatPearls Publishing. <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK558985/>

- Gantchev, G. N., & Dimitrova, D. M. (1996). Anticipatory postural adjustments associated with arm movements during balancing on unstable support surface. *International Journal of Psychophysiology: Official Journal of the International Organization of Psychophysiology*, 22(1–2), 117–122. [https://doi.org/10.1016/0167-8760\(96\)00016-5](https://doi.org/10.1016/0167-8760(96)00016-5)
- Gatev, P., Thomas, S., Kepple, T., & Hallett, M. (1999). Feedforward ankle strategy of balance during quiet stance in adults. *The Journal of Physiology*, 514(Pt 3), 915–928. <https://doi.org/10.1111/j.1469-7793.1999.915ad.x>
- Gefen, A., Megido-Ravid, M., Itzhak, Y., & Arcan, M. (2002). Analysis of muscular fatigue and foot stability during high-heeled gait. *Gait & Posture*, 15(1), 56–63. [https://doi.org/10.1016/s0966-6362\(01\)00180-1](https://doi.org/10.1016/s0966-6362(01)00180-1)
- Genthon, N., & Rougier, P. (2005). Influence of an asymmetrical body weight distribution on the control of undisturbed upright stance. *Journal of Biomechanics*, 38(10), 2037–2049. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2004.09.024>
- Giagazoglou, P., Amiridis, I. G., Zafeiridis, A., Thimara, M., Kouvelioti, V., & Kellis, E. (2009). Static balance control and lower limb strength in blind and sighted women. *European Journal of Applied Physiology*, 107(5), 571–579. <https://doi.org/10.1007/s00421-009-1163-x>
- Goodwin, G. M., McCloskey, D. I., & Matthews, P. B. (1972). Proprioceptive illusions induced by muscle vibration: Contribution by muscle spindles to perception? *Science (New York, N.Y.)*, 175(4028), 1382–1384. <https://doi.org/10.1126/science.175.4028.1382>
- Goto, F., Kabeya, M., Kushiro, K., Ttsutsumi, T., & Hayashi, K. (2011). Effect of anxiety on antero-posterior postural stability in patients with dizziness. *Neuroscience Letters*, 487(2), 204–206. <https://doi.org/10.1016/j.neulet.2010.10.023>
- Gribble, P. A., Tucker, W. S., & White, P. A. (2007). Time-of-Day Influences on Static and Dynamic Postural Control. *Journal of Athletic Training*, 42(1), 35–41.
- Grimston, S. K., Nigg, B. M., Hanley, D. A., & Engsberg, J. R. (1993). Differences in Ankle Joint Complex Range of Motion as a Function of Age. *Foot & Ankle*, 14(4), 215–222. <https://doi.org/10.1177/107110079301400407>
- Gurfinkel, E. V. (1973). Physical foundations of stabilography. *Agressologie: Revue Internationale de Physio-Biologie et de Pharmacologie Appliquées Aux Effets de l'agression*, 14(Spec No C), 9–13.
- Gurfinkel, V. S., Ivanenko YuP, Levik YuS, & Babakova, I. A. (1995). Kinesthetic reference for human orthograde posture. *Neuroscience*, 68(1), 229–243.
- Hamaoui, A., & Alamini-Rodrigues, C. (2017). Effect of experimentally-induced trunk muscular tensions on the sit-to-stand task performance and associated postural adjustments. *Frontiers in Human Neuroscience*, 11. <https://doi.org/10.3389/fnhum.2017.00032>
- Hamaoui, A., Gonneau, E., & Bozec, S. L. (2010). Respiratory disturbance to posture varies according to the respiratory mode. *Neuroscience Letters*, 4.
- Han, J., Anson, J., Waddington, G., & Adams, R. (2013). Proprioceptive performance of bilateral upper and lower limb joints: Side-general and site-specific effects. *Experimental Brain Research*, 226(3), 313–323. <https://doi.org/10.1007/s00221-013-3437-0>
- Han, J., Anson, J., Waddington, G., Adams, R., & Liu, Y. (2015). The Role of Ankle Proprioception for Balance Control in relation to Sports Performance and Injury. *BioMed Research International*, 2015, 842804. <https://doi.org/10.1155/2015/842804>
- Hellebrandt, F. A. (1938a). Standing as a geotropic reflex. *American Journal of Physiology-Legacy Content*. <https://doi.org/10.1152/ajplegacy.1938.121.2.471>
- Hellebrandt, F. A. (1938b). *Standing as a geotropic reflex*. 121, 471–474.

- 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>
- Hermens, H. J., Freriks, B., Disselhorst-Klug, C., & Rau, G. (2000). Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. *Journal of Electromyography and Kinesiology: Official Journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology*, 10(5), 361–374. [https://doi.org/10.1016/s1050-6411\(00\)00027-4](https://doi.org/10.1016/s1050-6411(00)00027-4)
- Hertel, J. (2002). Functional Anatomy, Pathomechanics, and Pathophysiology of Lateral Ankle Instability. *Journal of Athletic Training*, 37(4), 364–375.
- Hodges, P. W., Gurfinkel, V. S., Brumagne, S., Smith, T. C., & Cordo, P. C. (2002). Coexistence of stability and mobility in postural control: Evidence from postural compensation for respiration. *Experimental Brain Research*, 144(3), 293–302. <https://doi.org/10.1007/s00221-002-1040-x>
- Hof, A. L., Gazendam, M. G. J., & Sinke, W. E. (2005). The condition for dynamic stability. *Journal of Biomechanics*, 38(1), 1–8. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2004.03.025>
- Hølmer, P., Søndergaard, L., Konradsen, L., Nielsen, P. T., & Jørgensen, L. N. (1994). Epidemiology of Sprains in the Lateral Ankle and Foot. *Foot & Ankle International*, 15(2), 72–74. <https://doi.org/10.1177/107110079401500204>
- 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 Suppl 2, ii7–ii11. <https://doi.org/10.1093/ageing/afl077>
- Horak, F. B., Esselman, P., Anderson, M. E., & Lynch, M. K. (1984). The effects of movement velocity, mass displaced, and task certainty on associated postural adjustments made by normal and hemiplegic individuals. *Journal of Neurology, Neurosurgery, and Psychiatry*, 47(9), 1020–1028.
- Horak, F., Diener, H., & Nashner, L. (1989). Influence of central set on human postural responses. *Journal of Neurophysiology*, 62, 841–853. <https://doi.org/10.1152/jn.1989.62.4.841>
- Horak, F., & Macpherson, J. M. (1996). Postural orientation and equilibrium. In: Handbook of Physiology. Exercise: Regulation and Integration of Multiple Systems. MD: *Am Physiol Soc*, 255–292.
- Hüfner, K., Binetti, C., Hamilton, D. A., Stephan, T., Flanagin, V. L., Linn, J., Labudda, K., Markowitsch, H., Glasauer, S., Jahn, K., Strupp, M., & Brandt, T. (2011). Structural and functional plasticity of the hippocampal formation in professional dancers and slackliners. *Hippocampus*, 21(8), 855–865. <https://doi.org/10.1002/hipo.20801>
- Hughes, M. A., Duncan, P. W., Rose, D. K., Chandler, J. M., & Studenski, S. A. (1996). The relationship of postural sway to sensorimotor function, functional performance, and disability in the elderly. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 77(6), 567–572. [https://doi.org/10.1016/s0003-9993\(96\)90296-8](https://doi.org/10.1016/s0003-9993(96)90296-8)
- Ishizawa, M., & Yamamoto, S.-I. (2012). Effect of inclined support surface on postural strategy during anterior-posterior platform translations. *Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. Annual International Conference, 2012*, 4772–4775. <https://doi.org/10.1109/EMBC.2012.6347034>
- Ivanenko, Y. P., Solopova, I. A., & Levik, Y. S. (2000). The direction of postural instability affects postural reactions to ankle muscle vibration in humans. *Neuroscience Letters*, 292(2), 103–106. [https://doi.org/10.1016/s0304-3940\(00\)01438-5](https://doi.org/10.1016/s0304-3940(00)01438-5)

- Jaeger, R., & Haslwanter, T. (2004). Otolith responses to dynamical stimuli: Results of a numerical investigation. *Biological Cybernetics*, *90*, 165–175. <https://doi.org/10.1007/s00422-003-0456-0>
- Jankowska, E. (1989). A neuronal system of movement control via muscle spindle secondaries. *Progress in Brain Research*, *80*, 299–303; discussion 295–297. [https://doi.org/10.1016/s0079-6123\(08\)62224-4](https://doi.org/10.1016/s0079-6123(08)62224-4)
- Jeka, J., Kiemel, T., Creath, R., Horak, F., & Peterka, R. (2004). Controlling Human Upright Posture: Velocity Information Is More Accurate Than Position or Acceleration. *Journal of Neurophysiology*, *92*(4), 2368–2379. <https://doi.org/10.1152/jn.00983.2003>
- Jiang, L., Kasahara, S., Ishida, T., Koshino, Y., Chiba, A., Yoshimi, K., Wei, Y., Samukawa, M., & Tohyama, H. (2023). Change in sensory integration and regularity of postural sway with the suspensory strategy during static standing balance. *Frontiers in Neurology*, *14*, 1290986. <https://doi.org/10.3389/fneur.2023.1290986>
- Johansson, R. S., & Vallbo, Å. B. (1980). Spatial properties of the population of mechanoreceptive units in the glabrous skin of the human hand. *Brain Research*, *184*(2), 353–366. [https://doi.org/10.1016/0006-8993\(80\)90804-5](https://doi.org/10.1016/0006-8993(80)90804-5)
- Joseph, J., & Nightingale, A. (1956). Electromyography of muscles of posture: Leg and thigh muscles in women, including the effects of high heels. *The Journal of Physiology*, *132*(3), 465–468.
- Kapandji, I. A. (2011). *The Physiology of the Joints: The lower limb*. Churchill Livingstone.
- Kasahara, S., & Saito, H. (2019). The effect of aging on termination of voluntary movement while standing: A study on community-dwelling older adults. *Human Movement Science*, *64*, 347–354. <https://doi.org/10.1016/j.humov.2019.03.003>
- Kasahara, S., Saito, H., Anjiki, T., & Osanai, H. (2015). The effect of aging on vertical postural control during the forward and backward shift of the center of pressure. *Gait & Posture*, *42*(4), 448–454. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2015.07.056>
- Kavounoudias, A., Gilhodes, J. C., Roll, R., & Roll, J. P. (1999). From balance regulation to body orientation: Two goals for muscle proprioceptive information processing? *Experimental Brain Research*, *124*(1), 80–88. <https://doi.org/10.1007/s002210050602>
- Kavounoudias, A., Roll, R., & Roll, J. P. (1998). The plantar sole is a ‘dynamometric map’ for human balance control. *Neuroreport*, *9*(14), 3247–3252. <https://doi.org/10.1097/00001756-199810050-00021>
- Kennedy, P. M., & Inglis, J. T. (2002). Distribution and behaviour of glabrous cutaneous receptors in the human foot sole. *The Journal of Physiology*, *538*(Pt 3), 995–1002. <https://doi.org/10.1113/jphysiol.2001.013087>
- King, A. C., Patton, J., Dutt-Mazumder, A., & Newell, K. M. (2020). Center-of-pressure dynamics of upright standing as a function of sloped surfaces and vision. *Neuroscience Letters*, *737*, 135334. <https://doi.org/10.1016/j.neulet.2020.135334>
- King, A. C., Wang, Z., & Newell, K. M. (2012). Asymmetry of recurrent dynamics as a function of postural stance. *Experimental Brain Research*, *220*(3–4), 239–250. <https://doi.org/10.1007/s00221-012-3133-5>
- King, J. A., Burgess, N., Hartley, T., Vargha-Khadem, F., & O’Keefe, J. (2002). Human hippocampus and viewpoint dependence in spatial memory. *Hippocampus*, *12*(6), 811–820. <https://doi.org/10.1002/hipo.10070>
- Kirby, R. L., Price, N. A., & MacLeod, D. A. (1987). The influence of foot position on standing balance. *Journal of Biomechanics*, *20*(4), 423–427. [https://doi.org/10.1016/0021-9290\(87\)90049-2](https://doi.org/10.1016/0021-9290(87)90049-2)
- 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>

- Kluzik, J., Horak, F. B., & Peterka, R. J. (2005a). Differences in preferred reference frames for postural orientation shown by after-effects of stance on an inclined surface. *Experimental Brain Research*, *162*(4), 474–489. <https://doi.org/10.1007/s00221-004-2124-6>
- Kluzik, J., Horak, F. B., & Peterka, R. J. (2005b). Differences in preferred reference frames for postural orientation shown by after-effects of stance on an inclined surface. *Experimental Brain Research*, *162*(4), 474–489. <https://doi.org/10.1007/s00221-004-2124-6>
- Kluzik, J., Peterka, R. J., & Horak, F. B. (2007). Adaptation of postural orientation to changes in surface inclination. *Experimental Brain Research*, *178*(1), 1–17. <https://doi.org/10.1007/s00221-006-0715-0>
- Konczak, J., Corcos, D. M., Horak, F., Poizner, H., Shapiro, M., Tuite, P., Volkmann, J., & Maschke, M. (2009). Proprioception and motor control in Parkinson's disease. *Journal of Motor Behavior*, *41*(6), 543–552. <https://doi.org/10.3200/35-09-002>
- Krishnan, V., Latash, M. L., & Aruin, A. S. (2012). Early and late components of feed-forward postural adjustments to predictable perturbations. *Clinical Neurophysiology: Official Journal of the International Federation of Clinical Neurophysiology*, *123*(5), 1016–1026. <https://doi.org/10.1016/j.clinph.2011.09.014>
- Lakie, M., Caplan, N., & Loram, I. D. (2003). Human balancing of an inverted pendulum with a compliant linkage: Neural control by anticipatory intermittent bias. *The Journal of Physiology*, *551*(Pt 1), 357–370. <https://doi.org/10.1113/jphysiol.2002.036939>
- Laurens, J., Awai, L., Bockisch, C. J., Hegemann, S., van Hedel, H. J. A., Dietz, V., & Straumann, D. (2010). Visual contribution to postural stability: Interaction between target fixation or tracking and static or dynamic large-field stimulus. *Gait & Posture*, *31*(1), 37–41. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2009.08.241>
- Le Bozec, S., & Bouisset, S. (2004). Does postural chain mobility influence muscular control in sitting ramp pushes? *Experimental Brain Research*, *158*(4), 427–437. <https://doi.org/10.1007/s00221-004-1918-x>
- Le Huec, J. C., Thompson, W., Mohsinaly, Y., Barrey, C., & Faundez, A. (2019). Sagittal balance of the spine. *European Spine Journal*, *28*(9), 1889–1905. <https://doi.org/10.1007/s00586-019-06083-1>
- Leanderson, J., Wykman, A., & Eriksson, E. (1993). Ankle sprain and postural sway in basketball players. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy: Official Journal of the ESSKA*, *1*(3–4), 203–205.
- Lee, W. A., Buchanan, T. S., & Rogers, M. W. (1987). Effects of arm acceleration and behavioral conditions on the organization of postural adjustments during arm flexion. *Experimental Brain Research*, *66*(2), 257–270. <https://doi.org/10.1007/BF00243303>
- Lestienne, F. G., & Gurfinkel, V. S. (1988). Posture as an organizational structure based on a dual process: A formal basis to interpret changes of posture in weightlessness. *Progress in Brain Research*, *76*, 307–313. [https://doi.org/10.1016/s0079-6123\(08\)64517-3](https://doi.org/10.1016/s0079-6123(08)64517-3)
- Li, J., Li, K., Wei, N., Yue, S., & Yin, C. (2017). *Effects of aging on muscle activation during quiet standing on a slope with different angles.* 4882–4885. <https://doi.org/10.1109/CAC.2017.8243643>
- Li, J., Wei, N., Yue, S., & Li, K. (2020). Multidimensional Recurrence Quantification Analysis of Multi-muscle Synergy in Elderly during Standing on Slopes. *Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. Annual International Conference, 2020*, 3114–3117. <https://doi.org/10.1109/EMBC44109.2020.9175698>
- Li, J., Wei, N., Yue, S., Zhang, Y., & Li, K. (2019). Analysis of Standing Balance on Sloped Surfaces in Individuals with Lumbar Disc Herniation. *Annual International Conference*

- of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. *IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. Annual International Conference, 2019*, 5092–5095. <https://doi.org/10.1109/EMBC.2019.8857918>
- Li, J., Zhang, Y., Song, S., Hou, Y., Hong, Y., Yue, S., & Li, K. (2020). Dynamical Analysis of Standing Balance Control on Sloped Surfaces in Individuals with Lumbar Disc Herniation. *Scientific Reports*, *10*. <https://doi.org/10.1038/s41598-020-58455-z>
- Lin, D., & Nussbaum, M. A. (2012). Effects of lumbar extensor fatigue and surface inclination on postural control during quiet stance. *Applied Ergonomics*, *43*(6), 1008–1015. <https://doi.org/10.1016/j.apergo.2012.02.003>
- Lindemann, U., Scheible, S., Sturm, E., Eichner, B., Ring, C., Najafi, B., Aminian, K., Nikolaus, T., & Becker, C. (2003). Elevated heels and adaptation to new shoes in frail elderly women. *Zeitschrift Fur Gerontologie Und Geriatrie*, *36*(1), 29–34. <https://doi.org/10.1007/s00391-003-0133-x>
- Liu, Z., Wang, L., Kong, F., Huang, X., Tang, Z., He, S., & Vink, P. (2021). The effect of the standing angle on reducing fatigue among prolonged standing workers. *Work (Reading, Mass.)*, *68*(s1), S281–S287. <https://doi.org/10.3233/WOR-208026>
- Lopez, C., Falconer, C. J., Deroualle, D., & Mast, F. W. (2015). In the presence of others: Self-location, balance control and vestibular processing. *Neurophysiologie Clinique / Clinical Neurophysiology*, *45*(4–5), 241–254. <https://doi.org/10.1016/j.neucli.2015.09.001>
- Loram, I. D., Maganaris, C. N., & Lakie, M. (2005). Human postural sway results from frequent, ballistic bias impulses by soleus and gastrocnemius. *The Journal of Physiology*, *564*(1), 295–311. <https://doi.org/10.1113/jphysiol.2004.076307>
- Lord, S. R., & Bashford, G. M. (1996). Shoe characteristics and balance in older women. *Journal of the American Geriatrics Society*, *44*(4), 429–433. <https://doi.org/10.1111/j.1532-5415.1996.tb06416.x>
- Lord, S. R., Clark, R. D., & Webster, I. W. (1991). Postural stability and associated physiological factors in a population of aged persons. *Journal of Gerontology*, *46*(3), M69–76. <https://doi.org/10.1093/geronj/46.3.m69>
- Lu, M.-L., Kincl, L., Lowe, B., Succop, P., & Bhattacharya, A. (2015). Muscular activity of lower limb muscles associated with working on inclined surfaces. *Ergonomics*, *58*(2), 278–290. <https://doi.org/10.1080/00140139.2014.968634>
- MacKinnon, C. D. (2018a). Sensorimotor anatomy of gait, balance, and falls. *Handbook of Clinical Neurology*, *159*, 3–26. <https://doi.org/10.1016/B978-0-444-63916-5.00001-X>
- MacKinnon, C. D. (2018b). Sensorimotor anatomy of gait, balance, and falls. *Handbook of Clinical Neurology*, *159*, 3–26. <https://doi.org/10.1016/B978-0-444-63916-5.00001-X>
- Madeleine, P., Samani, A., de Zee, M., & Kersting, U. (2011). Biomechanics of Human Movement. In K. Dremstrup, S. Rees, & M. Ø. Jensen (Eds.), *15th Nordic-Baltic Conference on Biomedical Engineering and Medical Physics (NBC 2011)* (Vol. 34, pp. 237–240). Springer Berlin Heidelberg. https://doi.org/10.1007/978-3-642-21683-1_60
- Magnusson, M., Enbom, H., Johansson, R., & Wiklund, J. (1990). Significance of pressor input from the human feet in lateral postural control. The effect of hypothermia on galvanically induced body-sway. *Acta Oto-Laryngologica*, *110*(5–6), 321–327. <https://doi.org/10.3109/00016489009107450>
- Masani, K., Popovic, M. R., Nakazawa, K., Kouzaki, M., & Nozaki, D. (2003). Importance of body sway velocity information in controlling ankle extensor activities during quiet stance. *Journal of Neurophysiology*, *90*(6), 3774–3782. <https://doi.org/10.1152/jn.00730.2002>

- Massion, J. (1992). Movement, posture and equilibrium: Interaction and coordination. *Progress in Neurobiology*, 38(1), 35–56. [https://doi.org/10.1016/0301-0082\(92\)90034-c](https://doi.org/10.1016/0301-0082(92)90034-c)
- McCloskey, D. I. (1973). Differences between the senses of movement and position shown by the effects of loading and vibration of muscles in man. *Brain Research*, 61, 119–131. [https://doi.org/10.1016/0006-8993\(73\)90521-0](https://doi.org/10.1016/0006-8993(73)90521-0)
- Mecagni, C., Smith, J. P., Roberts, K. E., & O’Sullivan, S. B. (2000). Balance and ankle range of motion in community-dwelling women aged 64 to 87 years: A correlational study. *Physical Therapy*, 80(10), 1004–1011.
- Menant, J. C., Steele, J. R., Menz, H. B., Munro, B. J., & Lord, S. R. (2008). Effects of footwear features on balance and stepping in older people. *Gerontology*, 54(1), 18–23. <https://doi.org/10.1159/000115850>
- Menez, C., L’Hermette, M., & Coquart, J. (2020). Orthotic Insoles Improve Gait Symmetry and Reduce Immediate Pain in Subjects With Mild Leg Length Discrepancy. *Frontiers in Sports and Active Living*, 2. <https://doi.org/10.3389/fspor.2020.579152>
- Merfeld, D. M., Zupan, L., & Peterka, R. J. (1999). Humans use internal models to estimate gravity and linear acceleration. *Nature*, 398(6728), 615–618. <https://doi.org/10.1038/19303>
- Mergner, T., Siebold, C., Schweigart, G., & Becker, W. (1991). Human perception of horizontal trunk and head rotation in space during vestibular and neck stimulation. *Experimental Brain Research*, 85(2), 389–404. <https://doi.org/10.1007/BF00229416>
- Meyer, P., Oddsson, L., & De Luca, C. (2004). The role of plantar cutaneous sensation in unperturbed stance. *Experimental Brain Research. Experimentelle Hirnforschung. Expérimentation Cérébrale*, 156, 505–512. <https://doi.org/10.1007/s00221-003-1804-y>
- Mezzarane, R. A., & Kohn, A. F. (2007). Control of upright stance over inclined surfaces. *Experimental Brain Research*, 180(2), 377–388. <https://doi.org/10.1007/s00221-007-0865-8>
- Michael, J. M., Golshani, A., Gargac, S., & Goswami, T. (2008). Biomechanics of the ankle joint and clinical outcomes of total ankle replacement. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 1(4), 276–294. <https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2008.01.005>
- Michelson, J. D., & Hutchins, C. (1995). Mechanoreceptors in human ankle ligaments. *The Journal of Bone and Joint Surgery. British Volume*, 77(2), 219–224.
- Mildren, R. L., Strzalkowski, N. D. J., & Bent, L. R. (2016). Foot sole skin vibration perceptual thresholds are elevated in a standing posture compared to sitting. *Gait & Posture*, 43, 87–92. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2015.10.027>
- Miller, H. (1968). The Basal Ganglia and Posture. *Proceedings of the Royal Society of Medicine*, 61(4), 434–435.
- Mohammadi, F., & Roozdar, A. (2010). Effects of fatigue due to contraction of evertor muscles on the ankle joint position sense in male soccer players. *The American Journal of Sports Medicine*, 38(4), 824–828. <https://doi.org/10.1177/0363546509354056>
- Moore, S., Brunt, D., Nesbitt, M. L., & Juarez, T. (1992). Investigation of Evidence for Anticipatory Postural Adjustments in Seated Subjects Who Performed a Reaching Task. *Physical Therapy*, 72(5), 335–343. <https://doi.org/10.1093/ptj/72.5.335>
- Morasso, P. (2020). Centre of pressure versus centre of mass stabilization strategies: The tightrope balancing case. *Royal Society Open Science*, 7(9), 200111. <https://doi.org/10.1098/rsos.200111>

- Morasso, P. G., & Schieppati, M. (1999). Can muscle stiffness alone stabilize upright standing? *Journal of Neurophysiology*, 82(3), 1622–1626. <https://doi.org/10.1152/jn.1999.82.3.1622>
- Mulford, D., Taggart, H. M., Nivens, A., & Payrie, C. (2008). Arch support use for improving balance and reducing pain in older adults. *Applied Nursing Research: ANR*, 21(3), 153–158. <https://doi.org/10.1016/j.apnr.2006.08.006>
- Nashner, L. M. (1976). Adapting reflexes controlling the human posture. *Experimental Brain Research*, 26(1), 59–72. <https://doi.org/10.1007/BF00235249>
- Nashner, L. M., & McCollum, G. (1985). The organization of human postural movements: A formal basis and experimental synthesis. *Behavioral and Brain Sciences*, 8(1), 135–150. <https://doi.org/10.1017/S0140525X00020008>
- Nelson-Wong, E., & Callaghan, J. P. (2010). The impact of a sloped surface on low back pain during prolonged standing work: A biomechanical analysis. *Applied Ergonomics*, 41(6), 787–795. <https://doi.org/10.1016/j.apergo.2010.01.005>
- Nigg, B. M., Fisher, V., & Ronsky, J. L. (1994). Gait characteristics as a function of age and gender. *Gait & Posture*, 2(4), 213–220. [https://doi.org/10.1016/0966-6362\(94\)90106-6](https://doi.org/10.1016/0966-6362(94)90106-6)
- Nordin, M., & Frankel, V. H. (2001). *Basic Biomechanics of the Musculoskeletal System*. Lippincott Williams & Wilkins.
- Nouillot, P., Bouisset, S., & Do, M. C. (1992). Do fast voluntary movements necessitate anticipatory postural adjustments even if equilibrium is unstable? *Neuroscience Letters*, 147(1), 1–4. [https://doi.org/10.1016/0304-3940\(92\)90760-5](https://doi.org/10.1016/0304-3940(92)90760-5)
- Nouillot, P., Do, M. C., & Bouisset, S. (2000). Are there anticipatory segmental adjustments associated with lower limb flexions when balance is poor in humans? *Neuroscience Letters*, 279(2), 77–80. [https://doi.org/10.1016/s0304-3940\(99\)00947-7](https://doi.org/10.1016/s0304-3940(99)00947-7)
- Nussbaum, M. A. (2003). Postural stability is compromised by fatiguing overhead work. *AIHA Journal: A Journal for the Science of Occupational and Environmental Health and Safety*, 64(1), 56–61. <https://doi.org/10.1080/15428110308984786>
- Objero, C. N., Wdowski, M. M., & Hill, M. W. (2019). Can arm movements improve postural stability during challenging standing balance tasks? *Gait & Posture*, 74, 71–75. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2019.08.010>
- Ohno, H., Wada, M., Saitoh, J., Sunaga, N., & Nagai, M. (2004). The effect of anxiety on postural control in humans depends on visual information processing. *Neuroscience Letters*, 364(1), 37–39. <https://doi.org/10.1016/j.neulet.2004.04.014>
- Okada, M. (1973a). An electromyographic estimation of the relative muscular load in different human postures. *Journal of Human Ergology*, 1(1), 75–93.
- Okada, M. (1973b). An electromyographic estimation of the relative muscular load in different human postures. *Journal of Human Ergology*, 1(1), 75–93.
- Okada, S., Hirakawa, K., Takada, Y., & Kinoshita, H. (2001). Age-related differences in postural control in humans in response to a sudden deceleration generated by postural disturbance. *European Journal of Applied Physiology*, 85(1–2), 10–18. <https://doi.org/10.1007/s004210100423>
- Paillard, T. (2016). *Posture et équilibration humaines*. De Boeck Supérieur.
- Park, I. S., Yoon, J. -h, Kim, N., & Rhyu, I. J. (2013). Regional Cerebellar Volume Reflects Static Balance in Elite Female Short-Track Speed Skaters. *International Journal of Sports Medicine*, 34(05), 465–470. <https://doi.org/10.1055/s-0032-1327649>
- Paulignan, Y., Dufossé, M., Hugon, M., & Massion, J. (1989). Acquisition of co-ordination between posture and movement in a bimanual task. *Experimental Brain Research*, 77(2), 337–348. <https://doi.org/10.1007/BF00274991>

- Pérennou, D. A., Mazibrada, G., Chauvineau, V., Greenwood, R., Rothwell, J., Gresty, M. A., & Bronstein, A. M. (2008). Lateropulsion, pushing and verticality perception in hemisphere stroke: A causal relationship? *Brain: A Journal of Neurology*, *131*(Pt 9), 2401–2413. <https://doi.org/10.1093/brain/awn170>
- Perry, J., & Burnfield, J. M. (2010). Gait Analysis: Normal and Pathological Function. *Journal of Sports Science & Medicine*, *9*(2), 353.
- Pienciak-Siewert, A., Horan, D. P., & Ahmed, A. A. (2020). Role of muscle coactivation in adaptation of standing posture during arm reaching. *Journal of Neurophysiology*, *123*(2), 529–547. <https://doi.org/10.1152/jn.00939.2017>
- Prieto, T. E., Myklebust, J. B., Hoffmann, R. G., Lovett, E. G., & Myklebust, B. M. (1996). Measures of postural steadiness: Differences between healthy young and elderly adults. *IEEE Transactions on Bio-Medical Engineering*, *43*(9), 956–966. <https://doi.org/10.1109/10.532130>
- Procter, P., & Paul, J. P. (1982). Ankle joint biomechanics. *Journal of Biomechanics*, *15*(9), 627–634. [https://doi.org/10.1016/0021-9290\(82\)90017-3](https://doi.org/10.1016/0021-9290(82)90017-3)
- Rand, T. J., & Mukherjee, M. (2018). Transitions in persistence of postural dynamics depend on the velocity and structure of postural perturbations. *Experimental Brain Research*, *236*(5), 1491–1500. <https://doi.org/10.1007/s00221-018-5235-1>
- Renström, P. A., & Konradsen, L. (1997). Ankle ligament injuries. *British Journal of Sports Medicine*, *31*(1), 11–20.
- Riley, M. A., Mitra, S., Saunders, N., Kiefer, A. W., & Wallot, S. (2012). The interplay between posture control and memory for spatial locations. *Experimental Brain Research*, *217*(1), 43–52. <https://doi.org/10.1007/s00221-011-2970-y>
- Robbins, S., Waked, E., & Krouglicof, N. (1998). Improving Balance. *Journal of the American Geriatrics Society*, *46*(11), 1363–1370. <https://doi.org/10.1111/j.1532-5415.1998.tb06002.x>
- Roberts, T. D. M. (1973). Biological Sciences: Reflex Balance. *Nature*, *244*(5412), 156–158. <https://doi.org/10.1038/244156a0>
- Robinson, F. R. (1995). Role of the cerebellum in movement control and adaptation. *Current Opinion in Neurobiology*, *5*(6), 755–762. [https://doi.org/10.1016/0959-4388\(95\)80103-0](https://doi.org/10.1016/0959-4388(95)80103-0)
- Röijezon, U., Clark, N. C., & Treleaven, J. (2015). Proprioception in musculoskeletal rehabilitation. Part 1: Basic science and principles of assessment and clinical interventions. *Manual Therapy*, *20*(3), 368–377. <https://doi.org/10.1016/j.math.2015.01.008>
- Roll, J. P., Vedel, J. P., & Roll, R. (1989). Eye, head and skeletal muscle spindle feedback in the elaboration of body references. *Progress in Brain Research*, *80*, 113–123; discussion 57–60. [https://doi.org/10.1016/s0079-6123\(08\)62204-9](https://doi.org/10.1016/s0079-6123(08)62204-9)
- Roll, J., & Roll, R. (1988). *Extraocular Proprioception and Body Postural References*. https://doi.org/10.1007/978-1-4899-0821-6_3
- Roseberry, T. K., Lee, A. M., Lalive, A. L., Wilbrecht, L., Bonci, A., & Kreitzer, A. C. (2016). Cell-Type-Specific Control of Brainstem Locomotor Circuits by Basal Ganglia. *Cell*, *164*(3), 526–537. <https://doi.org/10.1016/j.cell.2015.12.037>
- Runge, C. F., Shupert, C. L., Horak, F. B., & Zajac, F. E. (1999). Ankle and hip postural strategies defined by joint torques. *Gait & Posture*, *10*(2), 161–170. [https://doi.org/10.1016/S0966-6362\(99\)00032-6](https://doi.org/10.1016/S0966-6362(99)00032-6)
- Russo, L., D'Eramo, U., Padulo, J., Foti, C., Schiffer, R., & Scoppa, F. (2015). Day-time effect on postural stability in young sportsmen. *Muscles, Ligaments and Tendons Journal*, *5*(1), 38–42.

- Samaei, A., Bakhtiary, A. H., Elham, F., & Rezasoltani, A. (2012). Effects of genu varum deformity on postural stability. *International Journal of Sports Medicine*, 33(6), 469–473. <https://doi.org/10.1055/s-0031-1301331>
- Santos, M. J., & Aruin, A. S. (2008). Role of lateral muscles and body orientation in feedforward postural control. *Experimental Brain Research*, 184(4), 547–559. <https://doi.org/10.1007/s00221-007-1123-9>
- Santos, M. J., Kanekar, N., & Aruin, A. S. (2010). The role of anticipatory postural adjustments in compensatory control of posture: 1. Electromyographic analysis. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 20(3), 388–397. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2009.06.006>
- Sañudo-Fontaneda, L., Lucke, T., Beecham, S., & Rodriguez-Hernandez, J. (2012). *THE INFLUENCE OF SLOPE ON THE INFILTRATION PERFORMANCE OF PERMEABLE PAVEMENTS*.
- Sarrafián, S. K. (1993). Biomechanics of the subtalar joint complex. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 290, 17–26.
- Sasagawa, S., Ushiyama, J., Masani, K., Kouzaki, M., & Kanehisa, H. (2009). Balance control under different passive contributions of the ankle extensors: Quiet standing on inclined surfaces. *Experimental Brain Research*, 196(4), 537–544. <https://doi.org/10.1007/s00221-009-1876-4>
- Schieppati, M., & Nardone, A. (1999). Group II Spindle Afferent Fibers in Humans: Their Possible Role in the Reflex Control of Stance. In M. D. Binder (Ed.), *Progress in Brain Research* (Vol. 123, pp. 461–472). Elsevier. [https://doi.org/10.1016/S0079-6123\(08\)62882-4](https://doi.org/10.1016/S0079-6123(08)62882-4)
- Schieppati, M., Tacchini, E., Nardone, A., Tarantola, J., & Corna, S. (1999). Subjective perception of body sway. *Journal of Neurology, Neurosurgery, and Psychiatry*, 66(3), 313–322. <https://doi.org/10.1136/jnnp.66.3.313>
- Shadmehr, R. (2017). Distinct neural circuits for control of movement vs. Holding still. *Journal of Neurophysiology*, 117(4), 1431–1460. <https://doi.org/10.1152/jn.00840.2016>
- Shen, K., Chemori, A., & Hayashibe, M. (2020). Human-Like Balance Recovery Based on Numerical Model Predictive Control Strategy. *IEEE Access*, 8, 92050–92060. IEEE Access. <https://doi.org/10.1109/ACCESS.2020.2995104>
- Shumway-Cook, A., & Woollacott, M. (2014). *Motor control: Translating research into clinical practice: Fourth edition* (p. 641).
- Simeonov, P., Hsiao, H., & Hendricks, S. (2009). Effectiveness of vertical visual reference for reducing postural instability on inclined and compliant surfaces at elevation. *Applied Ergonomics*, 40(3), 353–361. <https://doi.org/10.1016/j.apergo.2008.11.007>
- Simeonov, P. I., Hsiao, H., Dotson, B. W., & Ammons, D. E. (2003). Control and Perception of Balance at Elevated and Sloped Surfaces. *Human Factors*, 45(1), 136–147. <https://doi.org/10.1518/hfes.45.1.136.27232>
- Sinkjaer, T., Toft, E., Andreassen, S., & Hornemann, B. C. (1988). Muscle stiffness in human ankle dorsiflexors: Intrinsic and reflex components. *Journal of Neurophysiology*, 60(3), 1110–1121. <https://doi.org/10.1152/jn.1988.60.3.1110>
- Smith, J. A., Ignasiak, N. K., & Jacobs, J. V. (2020). Task-invariance and reliability of anticipatory postural adjustments in healthy young adults. *Gait & Posture*, 76, 396–402. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2020.01.003>
- Smith, J. W. (1957). The forces operating at the human ankle joint during standing. *Journal of Anatomy*, 91(Pt 4), 545–564.
- Soucie, J. M., Wang, C., Forsyth, A., Funk, S., Denny, M., Roach, K. E., Boone, D., & Hemophilia Treatment Center Network. (2011). Range of motion measurements: Reference values and a database for comparison studies. *Haemophilia: The Official*

- Journal of the World Federation of Hemophilia*, 17(3), 500–507. <https://doi.org/10.1111/j.1365-2516.2010.02399.x>
- Spink, M. J., Fotoohabadi, M. R., Wee, E., Hill, K. D., Lord, S. R., & Menz, H. B. (2011). Foot and ankle strength, range of motion, posture, and deformity are associated with balance and functional ability in older adults. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 92(1), 68–75. <https://doi.org/10.1016/j.apmr.2010.09.024>
- Stauffer, R. N., Chao, E. Y., & Brewster, R. C. (1977). Force and motion analysis of the normal, diseased, and prosthetic ankle joint. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 127, 189–196.
- Stegeman, D. F., & Hermens, H. J. (1999). *Standards for surface electromyography: The European project "Surface EMG for non-invasive assessment of muscles (SENIAM)"*.
- Strzalkowski, N. D. J., Peters, R. M., Inglis, J. T., & Bent, L. R. (2018). Cutaneous afferent innervation of the human foot sole: What can we learn from single-unit recordings? *Journal of Neurophysiology*, 120(3), 1233–1246. <https://doi.org/10.1152/jn.00848.2017>
- Sullivan, E. V., Rose, J., & Pfefferbaum, A. (2010). Physiological and Focal Cerebellar Substrates of Abnormal Postural Sway and Tremor in Alcoholic Women. *Biological Psychiatry*, 67(1), 44–51. <https://doi.org/10.1016/j.biopsych.2009.08.008>
- Sun, J., Walters, M., Svensson, N., & Lloyd, D. (1996). The influence of surface slope on human gait characteristics: A study of urban pedestrians walking on an inclined surface. *Ergonomics*, 39(4), 677–692. <https://doi.org/10.1080/00140139608964489>
- Surgent, O. J., Dadalko, O. I., Pickett, K. A., & Travers, B. G. (2019). Balance and the brain: A review of structural brain correlates of postural balance and balance training in humans. *Gait & Posture*, 71, 245–252. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2019.05.011>
- Svensson, I., Gao, C., Halder, A., Gard, G., & Magnusson, M. (2018). Standing balance on inclined surfaces with different friction. *Industrial Health*, 56(4), 292–299. <https://doi.org/10.2486/indhealth.2018-0005>
- Takakusaki, K. (2017). Functional Neuroanatomy for Posture and Gait Control. *Journal of Movement Disorders*, 10(1), 1–17. <https://doi.org/10.14802/jmd.16062>
- Takebayashi, T., Yamashita, T., Minaki, Y., & Ishii, S. (1997). Mechanosensitive afferent units in the lateral ligament of the ankle. *The Journal of Bone and Joint Surgery. British Volume*, 79(3), 490–493. <https://doi.org/10.1302/0301-620x.79b3.7285>
- Taylor, A. N. W., Low, D. C., Walsh, G. S., & Holt, N. (2023). The impact of anxiety on postural control: CO₂ challenge model. *Psychophysiology*, 60(3), e14192. <https://doi.org/10.1111/psyp.14192>
- Teyssède, C., Lino, F., Zattara, M., & Bouisset, S. (2000). Anticipatory EMG patterns associated with preferred and non-preferred arm pointing movements. *Experimental Brain Research*, 134(4), 435–440. <https://doi.org/10.1007/s002210000490>
- Thomas, D. P., & Whitney, R. J. (1959). Postural movements during normal standing in man. *Journal of Anatomy*, 93, 524–539.
- Tomita, Y., Turpin, N. A., Piscitelli, D., Feldman, A. G., & Levin, M. F. (2020). Stability of reaching during standing in stroke. *Journal of Neurophysiology*, 123(5), 1756–1765. <https://doi.org/10.1152/jn.00729.2019>
- Travis, R. (1945). An experimental analysis of dynamic and static equilibrium. *Journal of Experimental Psychology*, 35(3), 216–234. <https://doi.org/10.1037/h0059788>
- Trew, M., & Everett, T. (2005). *Human movement: An introductory text*. Elsevier/Churchill Livingstone.
- Van Beuzekom, A. D., & Van Gisbergen, J. A. (2000). Properties of the internal representation of gravity inferred from spatial-direction and body-tilt estimates. *Journal of Neurophysiology*, 84(1), 11–27. <https://doi.org/10.1152/jn.2000.84.1.11/F>

- Vandervoort, A. A., Chesworth, B. M., Cunningham, D. A., Paterson, D. H., Rechnitzer, P. A., & Koval, J. J. (1992). Age and Sex Effects on Mobility of the Human Ankle. *Journal of Gerontology*, 47(1), M17–M21. <https://doi.org/10.1093/geronj/47.1.M17>
- Vedel, J. P., & Roll, J. P. (1982). Response to pressure and vibration of slowly adapting cutaneous mechanoreceptors in the human foot. *Neuroscience Letters*, 34(3), 289–294. [https://doi.org/10.1016/0304-3940\(82\)90190-2](https://doi.org/10.1016/0304-3940(82)90190-2)
- Viladot, A., Lorenzo, J. C., Salazar, J., & Rodríguez, A. (1984). The subtalar joint: Embryology and morphology. *Foot & Ankle*, 5(2), 54–66. <https://doi.org/10.1177/107110078400500203>
- Wade, C., & Davis, J. (2009). Postural sway following prolonged exposure to an inclined surface. *Safety Science*, 47(5), 652–658. <https://doi.org/10.1016/j.ssci.2008.09.002>
- Wade, C., Davis, J., & Weimar, W. H. (2014). Balance and exposure to an elevated sloped surface. *Gait & Posture*, 39(1), 599–605. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2013.09.017>
- Wang, H.-K., Chen, C.-H., Shiang, T.-Y., Jan, M.-H., & Lin, K.-H. (2006). Risk-factor analysis of high school basketball-player ankle injuries: A prospective controlled cohort study evaluating postural sway, ankle strength, and flexibility. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 87(6), 821–825. <https://doi.org/10.1016/j.apmr.2006.02.024>
- Weon, J. H., & Cha, H. G. (2018). The influence of high heeled shoes on balance ability and walking in healthy women. *Journal of Physical Therapy Science*, 30(7), 910–912. <https://doi.org/10.1589/jpts.30>
- Whitney, R. J. (1962). The stability provided by the feet during manoeuvres whilst standing. *Journal of Anatomy*, 96, 103–111.
- Wierzbicka, M. M., Gilhodes, J. C., & Roll, J. P. (1998). Vibration-Induced Postural Posteffects. *Journal of Neurophysiology*, 79(1), 143–150. <https://doi.org/10.1152/jn.1998.79.1.143>
- Winter, D. A. (2009). *Biomechanics and motor control of human movement* (4th ed). Wiley.
- Winter, D. A., Patla, A. E., Prince, F., Ishac, M., & Gielo-Periczak, K. (1998a). Stiffness control of balance in quiet standing. *Journal of Neurophysiology*, 80(3), 1211–1221.
- Winter, D. A., Patla, A. E., Prince, F., Ishac, M., & Gielo-Periczak, K. (1998b). Stiffness control of balance in quiet standing. *Journal of Neurophysiology*, 80(3), 1211–1221. <https://doi.org/10.1152/jn.1998.80.3.1211>
- Winter, D. A., Patla, A. E., Rietdyk, S., & Ishac, M. G. (2001). Ankle muscle stiffness in the control of balance during quiet standing. *Journal of Neurophysiology*, 85(6), 2630–2633. <https://doi.org/10.1152/jn.2001.85.6.2630>
- Winter, D. A., Prince, F., Frank, J. S., Powell, C., & Zabjek, K. F. (1996). Unified theory regarding A/P and M/L balance in quiet stance. *Journal of Neurophysiology*, 75(6), 2334–2343.
- Wolpaw, J. R. (1994). Acquisition and maintenance of the simplest motor skill: Investigation of CNS mechanisms. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 26(12), 1475–1479.
- Yiou, E., Caderby, T., & Hussein, T. (2012). Adaptability of anticipatory postural adjustments associated with voluntary movement. *World Journal of Orthopedics*, 3(6), 75–86. <https://doi.org/10.5312/wjo.v3.i6.75>
- Yiou, E., Hamaoui, A., & Le Bozec, S. (2007). Influence of base of support size on arm pointing performance and associated anticipatory postural adjustments. *Neuroscience Letters*, 423(1), 29–34. <https://doi.org/10.1016/j.neulet.2007.06.034>
- Zazulak, B., Cholewicki, J., & Reeves, N. (2008). Neuromuscular Control of Trunk Stability: Clinical Implications for Sports Injury Prevention. *The Journal of the American Academy of Orthopaedic Surgeons*, 16, 497–505. <https://doi.org/10.5435/00124635-200808000-00011>

Zwipp, H., & Randt, T. (1994). Ankle joint biomechanics. *Foot and Ankle Surgery*, 1(1), 21–27. [https://doi.org/10.1016/S1268-7731\(05\)80052-9](https://doi.org/10.1016/S1268-7731(05)80052-9)

Annexes



université
PARIS-SACLAY



CIAMS
Compétences, Innovations,
Activités Médicales et
Sportives



UNIVERSITÉ D'ORLÉANS



ASSISTANCE
PUBLIQUE HÔPITAUX
DE PARIS



CAMPUS
FRANCE
campusfrance.org



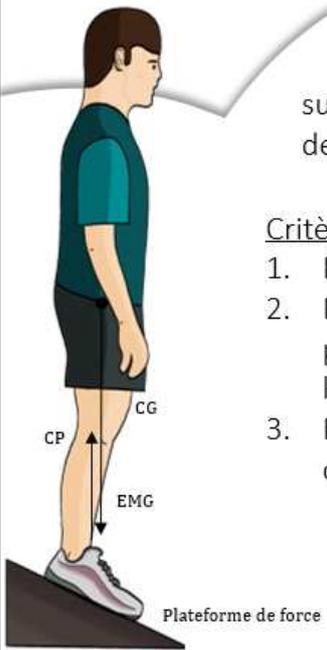
MAE FAH LUANG
UNIVERSITY

Participez à notre recherche scientifique ?

« Effet de l'inclinaison de la surface d'appui au sol sur l'équilibre postural et la fonction de la cheville »

CP $F = MA$ CG





Objectif :

L'objectif est d'explorer l'effet de l'inclinaison de la surface d'appui au sol sur le contrôle postural et la fonction de la cheville en station debout.

Critères d'inclusion

1. Homme ou femme âgés de 18 à 35 ans
2. Bonne condition physique, sans antécédent de pathologie pouvant altérer la fonction de la cheville et l'équilibre postural.
3. Pas de traitement médicamenteux pouvant altérer le contrôle de l'équilibre.

(Durée totale d' environ 1 h)

Lieu de la recherche

Hôpital Paul Brousse,
Porte 19, Unité de Recherche CIAMS
12 Av. Paul Vaillant Couturier,
94800 Villejuif

  Villejuif Paul Vaillant-Couturier

 162 Groupe hospitalier Paul Brousse



Contacter Maméo

 [siripatra.atsawakaewmongkhon@
universite-paris-saclay.fr](mailto:siripatra.atsawakaewmongkhon@universite-paris-saclay.fr)

 07 71 32 88 83 (sms)

Annexe 1. Affiche de recrutement de l'étude 1 des participants volontaires

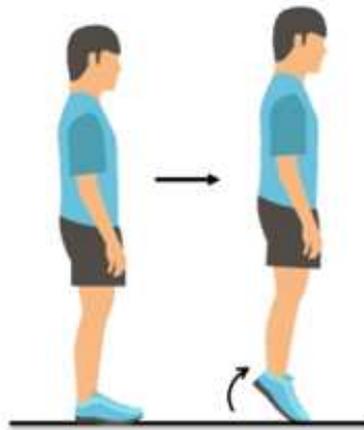
« Programme d'échauffement pour les participants »

Objectif : échauffement musculaire et mise en éveil du système proprioceptif afin d'améliorer la performance et diminuer le risque de blessures.

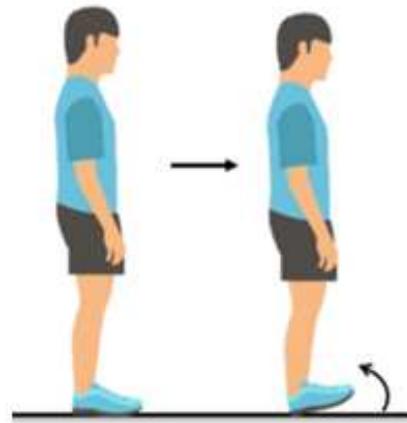
Exercices avant l'expérience

- **Position de départ** : debout

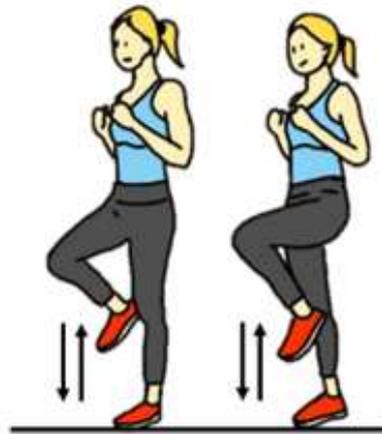
1.) Mettez-vous sur la pointe des pieds (x10)



2.) Levez les pointes des pieds (x10)



3.) Levez les jambes de manière alternées (x10)

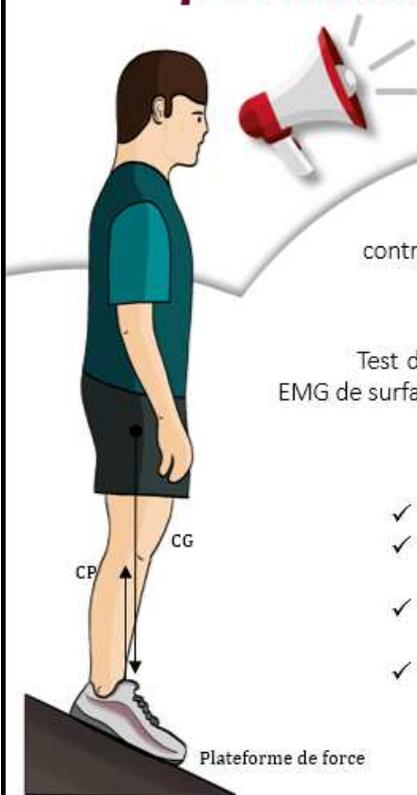


Consignes : Les échauffements musculaires doivent être effectués lentement et à un rythme régulier.

Annexe 2. Programme d'échauffement pour les participants.

Participez à une étude scientifique !

« Effet de l'inclinaison de la surface d'appui au sol sur l'activité des muscles posturaux et l'équilibre postural »



Pourquoi ?

Explorer l'effet de l'inclinaison de la surface d'appui au sol sur le contrôle de la posture et l'activité musculaire des membres inférieures.

Comment ?

Test du niveau d'activité des muscles du genou et de la cheville par examen EMG de surface, électrogoniomètre et analyse de l'équilibre sur plateau de forces.

Qui peut participer?

- ✓ Homme ou femme âgés de 18 à 35 ans
- ✓ Pas de pathologie ou de traitement médicamenteux pouvant altérer l'équilibre postural et condition physique
- ✓ Pas de pathologie du système musculosquelettique/ nerveux au cours des 5 dernières années
- ✓ Pas de consommation de l'alcool au cours des 12 dernière heures

Durée de l'expérience : environ 1h30

Lieu de la recherche
Hôpital Paul Brousse,
Bâtiment Rousseau, Porte 19,
Laboratoire CIAMS
12 Av. Paul Vaillant Couturier,
94800 Villejuif

M 7 Villejuif Paul Vaillant-Couturier
162 Groupe hospitalier Paul Brousse

Contactez Maméo

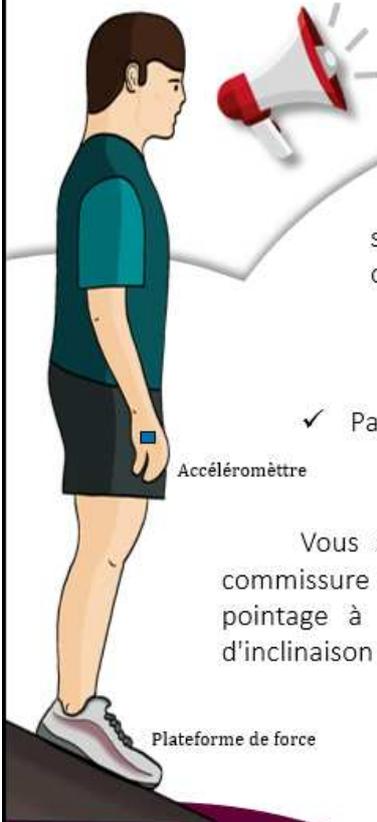
(doctorante)

✉ [siripatra.atsawakaewmongkhon@
universite-paris-saclay.fr](mailto:siripatra.atsawakaewmongkhon@universite-paris-saclay.fr)

☎ 07 71 32 88 83 (sms)

Participez à une recherche scientifique

« Effet de l'inclinaison de la surface d'appui au sol sur la performance et les ajustements posturaux lors d'une tâche de pointage unilatérale »



Objectif :

Explorer spécifiquement l'effet du surface d'appui inclinée sur la performance de la tâche et les ajustements posturaux lors d'un pointage manuel unilatéral réalisée en station debout

Qui peut participer ?

- ✓ Homme ou femme droitier âgés de 18 à 35 ans
- ✓ Pas d'antécédent médical pouvant altérer le contrôle de l'équilibre.

L'expérimentation

Vous serez équipé(e) d'un capteur accéléromètre sur la première commissure de la main, il vous sera demandé d'effectuer un mouvement de pointage à vitesse pour atteindre la cible, dans différentes conditions d'inclinaison de la surface d'appui au sol.

Durée totale ≈ 15-20min

Clôture du recrutement : 21/04

Lieu de la recherche

Hôpital Paul Brousse, CIAMS
Plateforme d'analyse du Mouvement
CIAMS, Porte 19,
12 Av. Paul Vaillant Couturier,
94800 Villejuif

M 7 Villejuif Paul Vaillant-Couturier

162 Groupe hospitalier Paul Brousse

Contacter Maméo

(doctorante)

✉ [siripatra.atsawakaewmongkhon@
universite-paris-saclay.fr](mailto:siripatra.atsawakaewmongkhon@universite-paris-saclay.fr)

☎ 07 71 32 88 83

Publications et communications

PUBLICARTIONS DES ARTICLES

Atsawakaewmongkhon, S., Couillandre, A., & Hamaoui, A. (2024). Effect of forward and backward sloped support surfaces on postural equilibrium and ankle muscles activity. *PLOS ONE*, 19(6), e0305840. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0305840>

COMMUNICATIONS DANS LES CONGRES SCIENTIFIQUES

1. Atsawakaewmongkhon S, Couillandre A, Hamaoui A. Effect of inclined and declined slopes on postural balance and ankle muscle activity. 2024. 28 juin. The International Society of Electrophysiology & Kinesiology (ISEK) XXV, Nagoya, Japan
2. Atsawakaewmongkhon S, Couillandre A, Hamaoui A. Effet de l'inclinaison de la surface d'appui au sol sur l'équilibre postural et l'activité des muscles moteurs de la cheville. 2023. 10 octobre. Communication orale à la Fédération demenÿ-vaucanson/ FéDeV.

COMMUNICATIONS AFFICHES

1. Atsawakaewmongkhon S, Couillandre A, Hamaoui A. Effet de l'inclinaison de la surface d'appui au sol sur l'équilibre postural et l'activité motrice de la cheville. 2023. 30 novembre et 1 décembre. Communication orale au XXIXème congrès la Société Francophone Posture Équilibre et Locomotion (SOFPEL), Rouen, France.
2. Atsawakaewmongkhon S, Couillandre A, Hamaoui A. Effet de l'inclinaison de la surface d'appui au sol sur l'équilibre postural et l'activité des muscles moteurs de la cheville. 2023. 21 novembre. Rentrée de l'école doctorat de l'Université Paris-Saclay, Université Paris Cité.
3. Atsawakaewmongkhon S, Couillandre A, Hamaoui A. Effet de l'inclinaison de la surface d'appui au sol sur l'équilibre postural et l'activité des muscles moteurs de la cheville. 2023. 23 mai. Inauguration de la plateforme d'analyse du mouvement de l'Université Paris-Saclay, Hôpital Paul Brousse AP-HP.
4. Atsawakaewmongkhon S, Couillandre A, Hamaoui A. Effet de l'inclinaison de la surface d'appui au sol sur l'équilibre postural et l'activité des muscles moteurs de la

cheville. 2022. 09 novembre. Rentrée de l'école doctorat de l'Université Paris-Saclay, Université Paris Saclay.

5. **Atsawakaewmongkhon S, Couillandre A, Hamaoui A.** Effet de l'inclinaison de la surface d'appui au sol sur l'équilibre postural et l'activité des muscles moteurs de la cheville. 2022. 13 octobre. Communication affichées pour le poster scientifique à la Fédération demenÿ-vaucanson/ FéDeV.